

**BLOOD CIRCULATING SIMULATOR****Publication number:** JP8030185 (A)**Publication date:** 1996-02-02**Inventor(s):** TANAKA FUMIO**Applicant(s):** YASUHISA KOKI KK**Classification:**

- International: G09B9/00; A61B5/021; G09B9/00; A61B5/021; (IPC1-7): G09B9/00; A61B5/021

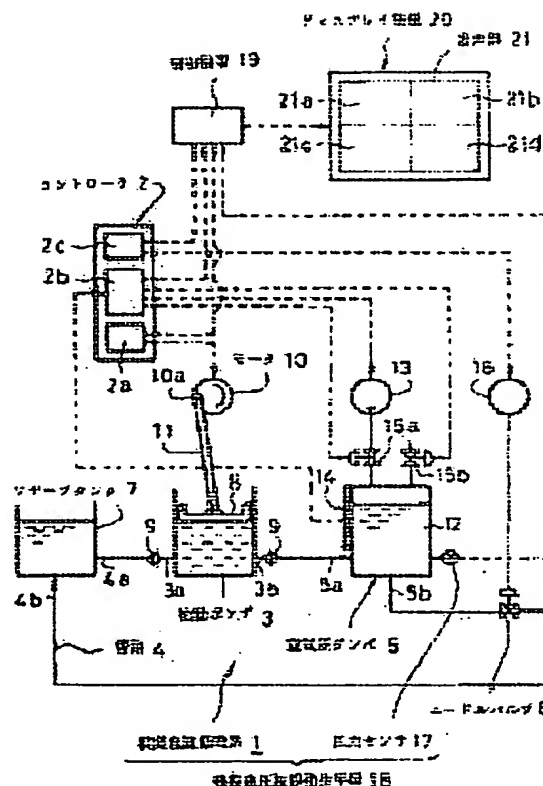
- European:

**Application number:** JP19940160295 19940712**Priority number(s):** JP19940160295 19940712**Also published as:**

JP3229487 (B2)

**Abstract of JP 8030185 (A)**

**PURPOSE:** To make it possible to simulate a change in the blood pressure waveform when a heart rate, pulse pressure, average blood pressure, etc., change and the change in vital activity according thereto. **CONSTITUTION:** This blood circulating simulator has a mimic blood pressure waveform generating means 18 which is constituted to variably adjust one among the heart rate, pulse pressure and average blood pressure by a controller 2. The display section 21 of a display device 20 graphically displaying the mimic blood pressure waveform formed by the mimic blood pressure waveform generating means 18 is divided to a plurality. The simulator is provided with a controller 19 which makes animation display of the change in the vital activity corresponding to the data together with the mimic blood pressure waveform on the heart rate, pulse pressure or average blood pressure set by the controller 2 in accordance with this data.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11) 特許番号

特許第3229487号  
(P3229487)

(45) 発行日 平成13年11月19日 (2001. 11. 19)

(24) 登録日 平成13年 9 月 7 日 (2001. 9. 7)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

識別記号

F I

G 0 9 B 9/00

G 0 9 B 9/00

Z

A 6 1 B 5/021

A 6 1 B 5/02

3 3 0

請求項の数 2 (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平6-160295

(22) 出願日 平成 6 年 7 月 12 日 (1994. 7. 12)

(65) 公開番号 特開平8-30185

(43) 公開日 平成 8 年 2 月 2 日 (1996. 2. 2)

審査請求日 平成10年 3 月 27 日 (1998. 3. 27)

(73) 特許権者 391005444

有限会社安久工機

東京都大田区下丸子 2 丁目 25 番 4 号

(72) 発明者 田 中 文 夫

東京都大田区下丸子 2 丁目 25 番 4 号 有

限会社安久工機内

(74) 代理人 100084984

弁理士 澤野 勝文 (外 1 名)

審査官 ▲吉▼川 康史

(56) 参考文献 特開 平 1 - 207035 (J P, A)

特開 平 5 - 46587 (J P, A)

実公 昭 51 - 39617 (J P, Y 2)

(58) 調査した分野 (Int.Cl.<sup>7</sup>, D B 名)

G09B 9/00

A61B 5/021

(54) 【発明の名称】 血液循環シミュレータ

1

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 心拍数、脈圧及び平均血圧をコントローラ (2) で可変調節可能にした模擬血圧波形発生手段

(18) を備え、当該模擬血圧波形発生手段 (18) で形成された模擬血圧波形をグラフィック表示するディスプレイ装置 (20) の表示部 (21) を複数に分割し、前記コントローラ (2) で設定した心拍数、脈圧及び平均血圧のデータに基づき、前記心拍数で拍動する心臓画像と、前記心拍数に対応した運動量を表す人の運動画像と、脈圧に対応する沈着量のコレステロールと平均血圧に対応する血管内径を表した血管画像を、前記模擬血圧波形と共にアニメーション表示する制御装置 (19) を備えたことを特徴とする血液循環シミュレータ。

【請求項 2】 前記心拍数で拍動する心臓画像 (18) が、心臓

2

型を与える血管コンプライアンスを付与する空気圧ダンパ (5) 及び平均血圧に影響を与える抹消血管抵抗を付与するニードルバルブ (6) が介装されると共に、心拍数となる前記拍動ポンプ (3) の拍動数、脈圧を決定する前記空気圧ダンパ (5) 内の空気量及び平均血圧を決定する前記ニードルバルブ (6) の弁開度を任意に設定するコントローラ (2) を備えた模擬血圧循環系 (1) が形成され、

前記空気圧ダンパ (5) とニードルバルブ (6) の間には模擬血圧循環系 (1) を流れる液体の血圧を検出する圧力センサ (17) が配設され、

前記圧力センサ (17) で検出された模擬血圧波形をグラフィック表示するディスプレイ装置 (20) の表示部 (21) を複数に分割し、前記コントローラ (2) で設

10

記心拍数で拍動する心臓画像と、前記心拍数に対応した運動量を表す人の運動画像と、脈圧に対応する沈着量のコレステロールと平均血圧に対応する血管内径を表した血管画像を、前記模擬血圧波形と共にアニメーション表示する制御装置を備えたことを特徴とする血液循環シミュレータ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、生体の血液循環系を機械的に模擬すると共に、血圧波形が変化したときの生体活動の変化が判る血液循環シミュレータに関する。

【0002】

【従来の技術】血圧波形は患者の容体により変化するため、血圧波形と生体の関係は実際の診断・治療の基礎知識として極めて重要なものである。そして、医療従事者を要請する医科系大学、看護学校、医療関連専門学校等の循環生理学において、血圧波形と生体の関係を教科書的な単なる知識としてだけでなく、実験等により体得できるようにすることが切望されている。

【0003】血圧波形を発生するものとしては、実際の実験動物から血圧波形を検出するのが簡単ではあるが、実験動物の心拍数を変化させる場合は強制的に運動させなければならず、また脈圧を変える場合はコレステロールの摂取量が異なる二以上の実験動物を比較しなければならず、さらに平均血圧を変化させる場合は血管収縮剤等を使用しなければならないため、様々なバターンの血圧波形を容易に観察することができない。また、電氣的に血圧波形を発生するものも知られており、これは、実験動物を用いる場合に比して心拍数、脈圧、平均血圧を自由に設定できるという利点がある。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、実験動物を使用する場合は、実験自体が大掛かりになるだけでなく、実験動物の世話を継続的に行う必要があり、さらに、必要に応じて餌をコントロールしてコレステロールの摂取量を調節しなければならず、非常に面倒であった。また、電氣的に血圧波形を発生するものにあつては、心拍数、脈圧、平均血圧を任意に設定して、これらを変化させたときに血圧波形が変化する様子を見ることはできるが、その血圧波形に基づく生体活動の変化を知ることにはできない。そこで、本発明は、心拍数、脈圧、平均血圧が変化して血圧波形が変化したときに、その心拍数、脈圧、平均血圧の変化に応じた生体活動の変化を簡単に知ることができようすることを技術的課題としている。

【0005】

【課題を解決するための手段】この課題を解決するために、本発明は、心拍数、脈圧及び平均血圧をコントロー

グラフィック表示するディスプレイ装置の表示部を複数に分割し、前記コントローラで設定した心拍数、脈圧及び平均血圧のデータに基づき、前記心拍数で拍動する心臓画像と、前記心拍数に対応した運動量を表す人の運動画像と、脈圧に対応する沈着量のコレステロールと平均血圧に対応する血管内径を表した血管画像を、前記模擬血圧波形と共にアニメーション表示する制御装置を備えたことを特徴としている。

【0006】

【作用】本発明によれば、ディスプレイ装置の表示部が複数に分割され、心拍数、脈圧又は平均血圧のデータに基づいて、そのデータに対応する生体活動の変化が、模擬血圧波形と共にアニメーション表示され、例えば心拍数に応じた心臓の拍動状態及び人の運動状態（座る、立つ、歩く、走る等）や、脈圧に応じた血管断面のコレステロール沈着幅や、平均血圧に応じた毛細血管径等をアニメーション表示することにより、その血圧波形に応じた生体活動を一目で認識できる。

【0007】

【実施例】以下、本発明を図面に示す実施例に基づいて具体的に説明する。図1は本発明に係る血液循環シミュレータを示すフローシート、図2はディスプレイ装置に表示される模擬血圧波形を示すグラフ、図3～図5はディスプレイ装置に表示される生体活動の変化を示すアニメーション表示の説明図である。

【0008】図中1は、心拍数、脈圧、平均血圧をコントローラ2で可変調節可能にした模擬血圧循環系であつて、心臓に相当する拍動ポンプ3が管路4の上流側に介装され、その下流側には、脈圧に影響を与える血管コンプライアンスを付与する空気圧ダンパ5及び平均血圧に影響を与える末梢血管抵抗を付与するニードルバルブ6が介装されている。管路4の両端には、血液に相当する液体を流入／流出する流入口4a及び流出口4bが、液体を貯留したリザーブタンク7の液中に開口形成されている。

【0009】拍動ポンプ3は、内部に所定のストロークで往復運動するプッシャープレート8が配されると共に、その吸込口3a及び排出口3bに取り付けられた逆止弁9、9を介して前記管路4に接続されている。プッシャープレート8は、モータ10により一定の回転数で回転されるクランク10aに接続されたロッド11により往復駆動され、その回転数に応じた拍動数（心拍数）で液体を拍出するように成されており、モータ10の回転数が高くなれば心拍数が多くなり、回転数が低くなれば心拍数が少なくなる。

【0010】また、空気圧ダンパ5は、管路4に接続される流入口5a及び流出口5bが形成された密閉チャンバ12にエアポンプ13が接続され、内部の空気量を調

面位置に基づいて空気量を検出するための液面センサ、15aは空気量を増やすときに開かれる空気吸入バルブ、15bは空気量を減らすときに開かれる空気抜バルブである。すなわち、ダンパ5内の空気量が多くなれば、その空気の緩衝作用により、拍動ポンプ3から拍出された液体の脈流が緩和されて最高血圧と最低血圧との差（脈圧）が小さくなり、ダンパ5内の空気量が少なくなれば、空気の緩衝作用が弱まって、液体の脈流が緩和されず脈圧が大きくなる。

【0011】さらに、ニードルバルブ6はモータ16により開度（ニードルと弁座とのクリアランス）が調整されて、末梢血管抵抗となる管路4の管内抵抗を増減し、クリアランスを小さくすれば管内抵抗が増して平均血圧が高くなり、クリアランスを大きくすれば管内抵抗が減少して平均血圧が低下する。

【0012】模擬血液循環系1の心拍数、脈圧及び平均血圧を自在に調節するコントローラ2は、その入力側に液面センサ14が接続されると共に、出力側に拍動ポンプ3を駆動するモータ10、空気圧ダンパ5に空気を供給するエアポンプ13、空気吸入バルブ15a、空気抜バルブ15b、ニードルバルブ6の開度を調整するモータ16が接続され、その操作パネル（図示せず）には、モータ10の回転数（心拍数）、ダンパ5内の空気量（血管コンプライアンス）及びニードルバルブ6の開度（末梢血管抵抗）を設定するスイッチ2a、2b及び2cが配設されている。

【0013】17は、模擬血液循環系1を流れる液体の血圧を検出するための圧力センサであって、前記空気圧ダンパ5とニードルバルブ6の間、本例では空気圧ダンパ5を形成する密閉チャンバ12内の液圧を検出するように配設され、当該圧力センサ17と前記模擬血液循環系1とで模擬血圧波形発生手段18が形成されている。

【0014】19は、模擬血圧波形等をディスプレイ装置20にグラフィック表示する制御装置であって、その入力側には、圧力センサ17及びコントローラ2が接続され、圧力センサ17から出力される血圧波形及び前記コントローラ2の各スイッチ2a、2b、2cで設定されたデータに基づいて、模擬血圧波形をグラフィック表示すると共に、その心拍数、脈圧、平均血圧に対応した生体活動をアニメーション表示するように成されている。

【0015】ディスプレイ装置20の表示部21は4分割され、第一の表示部（例えば左上）21aには、例えば図2（a）～（d）に示すように前記圧力センサ17で検出された模擬血圧波形をそのままグラフィック表示（縦軸が血圧、横軸が時間）すると共に、模擬血圧波形から読み取ることのできる心拍数、最高血圧、最低血圧、脈圧、平均血圧が数値表示される。

【0016】第一の表示部（例えば左上）21aには

コントローラ2から入力されたモータ10の回転数に応じた心拍数で脈動するように表示される。第三の表示部（例えば右下）21cには、図4（a）～（d）に示すように人の運動状態がアニメーション表示され、コントローラ2から入力されたモータ10の回転数に応じた心拍数に対応して、例えば椅子に座っている状態、立っている状態、歩いている状態、走っている状態が表示される。このとき、歩いている状態及び走っている状態を、例えば心拍数に応じて3段階の速さに変化させれば、心拍数に応じた運動状態が全部で8段階に変化する。

【0017】さらに、第四の表示部（例えば右下）21dは、図5（a）及び（b）に示すように血管の断面図がアニメーション表示され、コントローラ2から入力された空気圧ダンパ5の空気量に応じた血管コンプライアンスに対応してコレステロールの沈着量が図示され、コントローラ2から入力されたニードルバルブ6のクリアランスに応じた末梢血管抵抗に対応する血管内径の太さの変化が表示される。なお同時に、コントローラ2から入力されたモータ10の回転数に対応した心拍数で血管の直径を拡張させることにより拍動させるように表示してもよく、この場合の拍動幅は、コレステロールの沈着量と同様に血管コンプライアンスに対応して変化する。

【0018】以上が本発明の一例構成であって、次にその作用について説明する。まず、コントローラ2の各スイッチ2a、2b、2cを操作して、心拍数、脈圧、平均血圧を所定の値に設定して模擬血液循環系1の拍動ポンプ3を駆動させると、液体が拍動ポンプ3により拍出されて空気圧ダンパ5及びニードルバルブ6が介装された管路4を通して、リザーブタンク7に還流される。

【0019】このとき、圧力センサ17により検出された模擬血圧波形と、コントローラ2で設定された各データが制御装置19に入力され、ディスプレイ装置20の第一表示部21aに模擬血圧波形がグラフィック表示されると共に、心拍数、最高血圧、最低血圧、脈圧、平均血圧が数値表示され、他の表示部21b～21dに、生体活動の変化を表すアニメーション表示がされる。したがって、誰でも、各表示部21a～21dを対比することにより、血圧波形と対応させて心臓がどのように拍動しているか、普通の人のどの程度の運動状態に相当するか、血管がどの程度硬化しているか、血管がどの程度収縮しているかを一目で認識することができ、逆にこれらの生体活動の状態に応じた血圧波形はどのようなものかを認識することができる。

【0020】例えば、心拍数が変化したときの血圧波形及び生体活動の変化を見るときは、コントローラ2の心拍数設定スイッチ2aを操作することによりモータ10の回転数を任意の値に設定すると、模擬血液循環系1の心拍数が変化する。そして、例えば心拍数が速くなる  
と 第一表示部21aの模擬血圧波形は図2（b）に示

り、第二表示部 2 1 a の心臓がかなり速く拍動し、第三表示部 2 1 c では心拍数に応じた人の運動状態がアニメーション表示される。

【0021】また、血管コンプライアンスが変化したときの血圧波形及び生体活動の変化を見るときは、コントローラ 2 の血管コンプライアンス設定スイッチ 2 b を操作することにより空気圧ダンパ 5 内の空気量を増減させると、模擬血液循環系 1 の脈圧（最高血圧と最低血圧の差）が変化する。そして、例えば空気量が減少すると、血管が動脈硬化を起こした状態に相当し、第一表示部 2 1 a の模擬血圧波形は図 2 (c) に示すように図 2

(a) に比して脈圧が大きくなり、第四表示部 2 1 d の血管断面に付着するコレステロールの沈着量が、図 5

(b) に示すように図 5 (a) に比して増大すると共に、心臓の拍動に応じて拡張する血管の拍動幅が小さくなる。次いで、空気量を増大させると、血管が動脈硬化を起こしていない状態に戻り、第一表示部 2 1 a の模擬血圧波形の脈圧が小さくなり、第四表示部 2 1 d の血管断面に付着するコレステロールの沈着量が減少すると共に、血管の拍動幅も大きくなる。

【0022】さらに、末梢血管抵抗が変化したときの血圧波形及び生体活動の変化を見るときは、コントローラ 2 の末梢血管抵抗設定スイッチ 2 c を操作することによりニードルバルブ 6 のクリアランスを調整すると、模擬血液循環系 1 の平均血圧が変化する。そして、例えばニードルバルブ 6 のクリアランスを狭くして管路 4 の抵抗を大きくすると、高血圧の状態に相当し、第一表示部 2 1 a の模擬血圧波形は図 2 (d) に示すように図 2

(a) に比して平均血圧が高くなり、第四表示部 2 1 d の血管断面の内径が図 5 (b) のように図 5 (a) に比して小さくなる。次いで、ニードルバルブ 6 のクリアランスを広くすると、低血圧の状態になり、第一表示部 2 1 a の模擬血圧波形の平均血圧が低く、第四表示部 2 1 d の血管断面の内径が大きくなる。

【0023】このように、表示部 2 1 が四つに分割されて、模擬血圧波形とそれに対応した生体活動の変化を同時に観察することができるので、動物実験を行なうことなく血圧波形が変化したときの患者の容体を学習することができる。なお、拍動ポンプ 3 はモータ 1 0 により駆動される場合に限り、液体を一定の周期で拍出できるものであれば、例えば空気圧で駆動される場合であっても良い。また、圧力センサ 1 7 は、空気圧ダンパ 5 に接続する場合に限り、空気圧ダンパ 5 とニードルバルブ 6 の間に設置されていても良い。

【0024】また、制御装置 1 9 に対し、心拍数、脈圧、平均血圧に関するデータをコントローラ 2 から入力する場合について説明したが、制御装置 1 9 には圧力センサ 1 7 のみを接続し、その血圧波形から心拍数、脈

表示するようにしてもよい。

【0025】さらにまた、模擬血圧波形発生手段として、液体が流れる模擬血圧循環系 1 を用いることなく、電氣的に血圧波形を形成し、その血圧波形の心拍数、脈圧、平均血圧に基づいて生体活動の変化をアニメーション表示するようにしてもよい。ただし、模擬血液循環系 1 を用いれば、動脈に相当する管路 4 に穴を開けたときにどの程度の勢いで血液が吹き出すか、また、人工弁が装着不良の場合どのようなになるか等、実際の治療では起きるではないことの実験に使用することもできる。

【0026】

【発明の効果】以上述べたように、本発明によれば、ディスプレイ装置の表示部が複数に分割され、心拍数、脈圧又は平均血圧のデータに基づいて、そのデータに対応する生体活動の変化が、模擬血圧波形と共にアニメーション表示され、例えば心拍数に応じた心臓の拍動状態及び人の運動状態や、脈圧に応じた血管断面のコレステロール沈着量や、平均血圧に応じた血管径の変化をアニメーション表示することにより、その血圧波形に応じた生体活動を誰でも一目で認識でき、逆にこれらの生体活動の状態に応じた血圧波形はどのようなものかを認識することができ、学習効果を向上させることができるという大変優れた効果を有する。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に係る血液循環シミュレータを示すフローシート。

【図 2】ディスプレイ装置にグラフィック表示される模擬血圧波形を示す説明図。

【図 3】ディスプレイ装置にアニメーション表示される生体活動の一例を示す説明図。

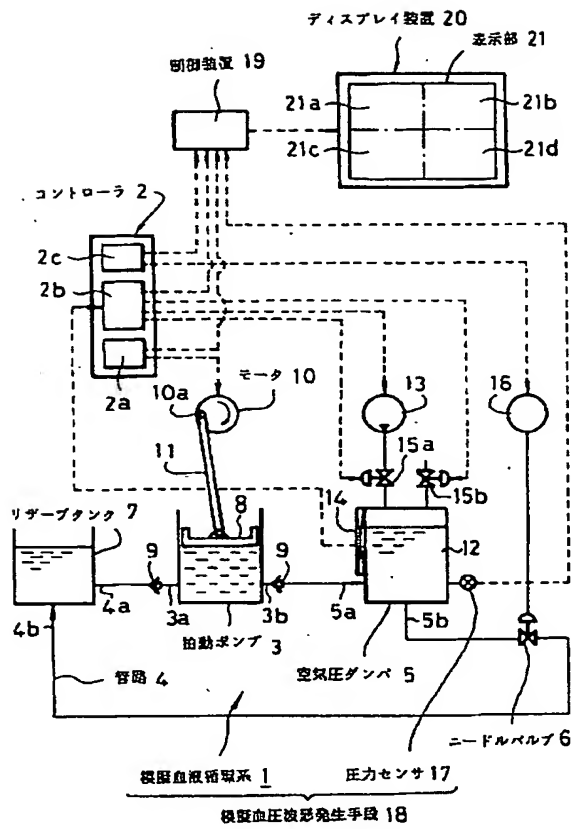
【図 4】ディスプレイ装置にアニメーション表示される生体活動の一例を示す説明図。

【図 5】ディスプレイ装置にアニメーション表示される生体活動の一例を示す説明図。

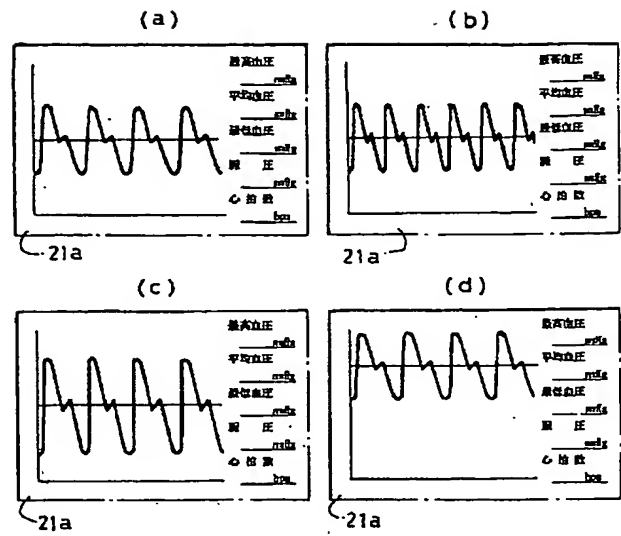
【符号の説明】

- 1・・・模擬血液循環系
- 2・・・コントローラ
- 3・・・拍動ポンプ
- 4・・・管路
- 4 a・・・流入口
- 4 b・・・流出口
- 5・・・空気圧ダンパ
- 6・・・ニードルバルブ
- 7・・・リザーブタンク
- 1 0・・・モータ
- 1 7・・・圧力センサ
- 1 9・・・制御装置
- 2 0・・・ディスプレイ装置

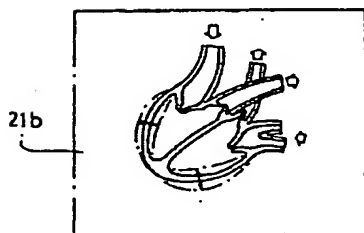
【図 1】



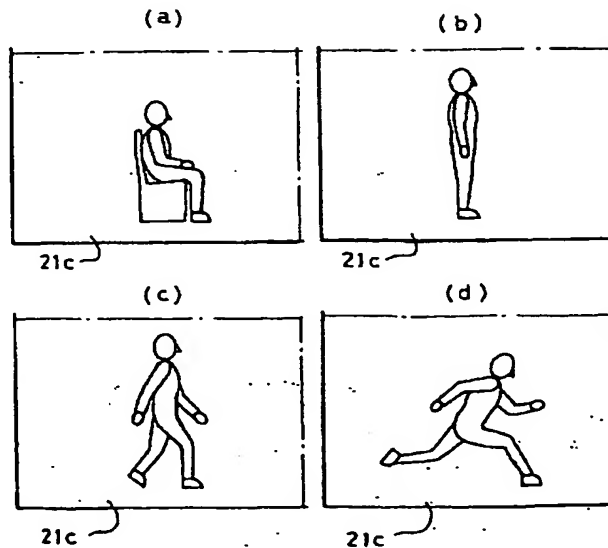
【図 2】



【図 3】



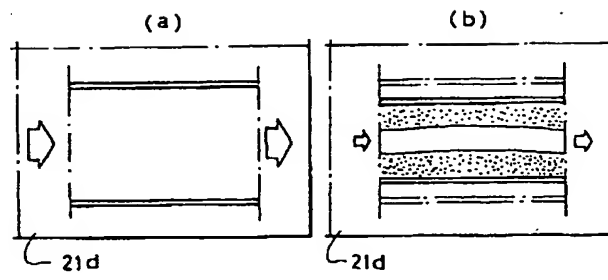
【図 4】



(6)

特許 3 2 2 9 4 8 7

【図 5】



本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱いにあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。国内学会論文1999-00291-013

R2

日本ロボット学会誌 Vol.14 No.4 pp.820-835, 1996

## 総合論文

## 能動カテーテルシステムに関する研究 (多自由度カテーテルの構造, 実験結果と動作特性の評価)

郭 齊祥<sup>1)</sup> 福田 敏男<sup>2)</sup> 新井 史人<sup>3)</sup>  
根来 真<sup>4)</sup> 小黒 啓介<sup>5)</sup>

A Study on Active Catheter System  
(Structure, Experimental Results and Characteristic Evaluation of  
Active Catheter with Multi D. O. F.)

Shuxiang Guo<sup>1)</sup>, Toshio Fukuda<sup>2)</sup>, Fumihito Arai<sup>3)</sup>,  
Makoto Negoro<sup>4)</sup> and Keisuke Oguro<sup>5)</sup>

In this paper, we propose two prototype models of micro active catheter (MAC) that has two bending degrees of freedom. One consists of 3 active units with SMA wires in lumina as the servo actuator. The other is active guide wire catheter with ICPF (Ionic Conducting Polymer Film) on its front end as the servo actuator. The bending characteristics of the MAC have been measured by application of electricity in physiological saline solution. We also modeled these MAC for characteristic evaluation (Bending characteristic, Electric characteristic). Experimental results show that the models of the active catheter are reasonable. By using simulators (whose conditions are similar to those of a blood vessel of human brain), we also carried out simulation experiments "in vivo" and "in vitro". The experimental results indicate that the proposed micro catheters work properly, and they can effectively improve the operability of traditional procedures for intravascular neurosurgery.

**Key Words:** Micro Active Catheter, Minimum Invasive Surgery, Shape Memory Alloy (SMA), Ionic Conducting Polymer Film (ICPF) Actuator, Experiments "in Vivo" and "in Vitro"

### 1. はじめに

マイクロカテーテルの用途としては、医療分野、産業分野（エンジンや配管などのメンテナンス）などが挙げられ、特に医療分野から大きな期待が寄せられている。臨床医学の分野において、生体の診断や外科手術（脳外科、血管手術）など、マイクロアクチュエータを用いた内視鏡や生体用カテーテルの研究が注目されている[1]～[6]。カテーテルとは、心臓や血管系疾患の診断のため、上肢・下肢の本幹血管から挿入する細い管で、循環器系の内圧測定や血液採取の検査などを行うものである。また、薬剤の局所投与や血管造影のための造影剤注入にも利用される。

原稿受付 1995年3月27日

<sup>1)</sup>名古屋大学工学部

<sup>2)</sup>名古屋大学工学部

<sup>3)</sup>大阪工業大学工学部

<sup>4)</sup>School of Engineering, Nagoya University

<sup>5)</sup>School of Medicine, Nagoya University

<sup>6)</sup>Osaka National Research Institute, AIST

Fig.1のように血管は経路が狭く複雑なため、今までに実用化されているガイドワイヤーを使用するカテーテルでは挿入が非常に困難であり、逆行挿入により行われるため手術時間は5～6時間にも及ぶ[5]。患者に大きな苦痛を与え、時々血栓が脱落するなどという問題がある[1]～[5]。そこで、このような高度な、複雑な外科手術では、低圧で、直径が数[mm]以下で多自由度に血管の分岐点で自由に通路を選択でき、視覚的・内圧的に挿入できるカテーテルが求められている[2]～[6]。近年では、長尺なものでも湾曲が可能で、複雑な形状に曲げられても湾曲動作が変化しない、高屈曲性が可能で操作性の向上が図れる等の理由からSMAアクチュエータを用いた能動型カテーテルの開発・研究が主流となっている。それらの研究の中で、長つかの能動型カテーテルが提案されている[7][8]。カテーテル以外では、内視鏡として鏡動自由度が大きく、内蔵構造が弾性膜で構成されたものが提案されている[9]。リボン状SMA板を用いた湾曲機構(自由曲)付きの能動カテーテルが提案されている[37]。しかし、加工上や構造上の問題などによって小型化が困難で、応用性が乏しい。カテー



整理番号:

発送番号:081092 発送日:平成21年 2月10日

1

引用非特許文献

特許出願の番号

特願2004-557051

作成日

平成21年 2月 3日

作成者

植野 孝郎

9209 2T00

発明の名称

インターベンショナルシミュレータシステム

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱にあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。国内学会論文1999-00291-001

ISSN 0289-1824

ISSN 0289-1824

Journal of the Robotics Society of Japan

# 日本ロボット学会誌

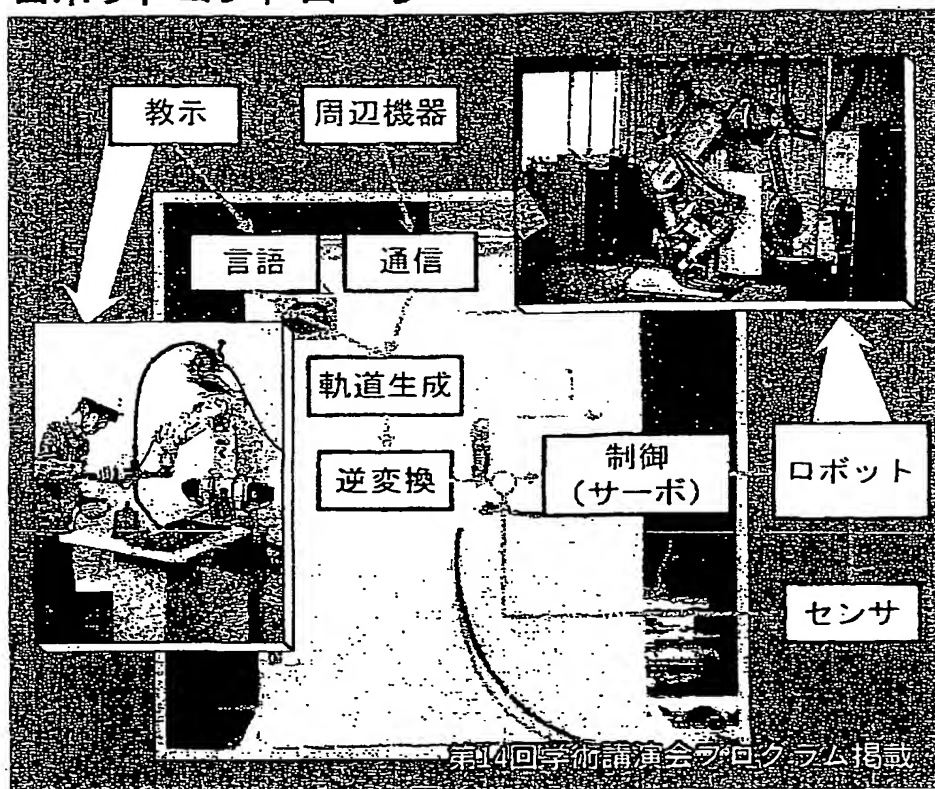
September 1996

Vol.14 No.6



[特集]

ロボットコントローラ



RSJ 社団法人 日本ロボット学会

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱いにあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。



日本ロボット学会誌

第14巻第6号 1996年9月号

September 1996 Vol. 14 No. 6

JOURNAL OF THE ROBOTICS SOCIETY OF JAPAN

## 目次・CONTENTS

特集 「ロボットコントローラ」  
Special issue "ROBOT CONTROLLER"

「ロボットコントローラ」特集について .....	川辺海徳・1
On special issue "Robot Controller" .....	Mitsunori Kawabe
展望 (Perspective)	
ロボットコントローラの歴史と展望 .....	三橋寛治・2
History and future of robot-controller .....	Kanji Mitsuhashi
ロボットコントローラの現状と動向 .....	川辺海徳・新井民夫・6
Present technology of robot-controller and its trends .....	Mitsunori Kawabe・Tamio Arai
解説 (Reviews)	
オープンロボットコントローラ .....	大迫武生・川内直人・10
Robot controller with open system .....	Takao Onmichi・Naoto Kawauchi
ロボット言語と制御ソフトウェア .....	三宅信久・14
Robot languages and robot control software .....	Norihisa Miyake
ロボットコントローラの運動制御技術 .....	石川 昌・野瀬松男・鮫島泰郎・18
Motion control technology for robot controller .....	Hitoshi Ishikawa・Matsuo Kuro・Tairo Samejima
産業用ロボットにおけるティーチング方式 .....	井上康之・高岡佳市・22
Teaching method for industrial robot .....	Yamuyuki Inoue・Kenichi Takakura

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱にあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。

ロボットコントローラの上位通信インターフェースと内部通信インターフェース	高梨伸彰・青木一彦・26
Two classes of robot controller communication interface: external and internal	Nobuaki Takenashi・Kazuhiko Aoki

産業用ロボットの安全性と高信頼性技術	杉本 旭・池田博康・30
Safety and high reliable techniques for industrial robots	Noboru Sugimoto・Hiroyasu Ikeda

分散ロボットコントローラ	鈴木徹夫・河野好明・34
Distributed robot controller systems	Tetsuo Suzuki・Yoshiaki Kohno

ロボットコントローラの知能化	榎原伸介・38
Intelligent robot controller	Shiozuke Sakakibara

#### 講座(Tutorial)

ロボット工学ソフトウェア利用の手引(第3回)	
科学技術計算プログラミング言語 MATX	片賀雅伸・42
MATX-A high-performance programming language for scientific and engineering computation	Masanobu Kaga

[国際会議報告]	・ 46
[書評]	・ 47
[博士論文紹介]	・ 47
[放談室]	・ 48

[表紙説明]	・ 49
[編集後記]	・ 49
[カレンダー]	・ 50

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱いにあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。

## 論文/PAPERS

## 球面六角形画像ピラミッドを用いた球面投影による全方位画像処理

Image processing on an omni-directional view using a spherical hexagonal pyramid

本家義彦・長田 正・51

Yoshihiko Kimura・Tadashi Nagata

## 能動カテーテルシステムに関する研究

—多自由度カテーテルの構造、実験結果と動作特性の評価—

A study on active catheter system

— Structure, experimental results and characteristic evaluation of active catheter

with multi D.O.F.—

郭 雲祥・

福田敏男・新井史人・根来 真・小黒啓介・62

Shuxiang Guo・Toshio Fukuda・Fumihiko Arai・Makoto Negoro・Keisuke Oguro

## 環境とオペレータ特性の不確実性を考慮したマスタ・スレーブシステムのロバスト制御

Robust control of master-slave systems considering uncertainties of environment and operator

古川恒夫・板小路孝彦・細谷徳男・井村版一・78

Tsuneo Yoshikawa・Yasuyoshi Yokokohji・Norio Hosotani・Jun-ichi Imura

## ロボットによる対象物の押し作業の最適計画

Optimal planning of pushing operation for an object by a robot

古川恒夫・栗柄正充・水野光政・88

Tsuneo Yoshikawa・Masamitsu Kurisu・Mitsumasa Mizuno

## 多指ハンドによる軸回転プリミティブ物体操作

Pivoting reorientation of an object with a multifingered hand

小俣 透・95

Toru Omata

## 自由曲面によるマニピュレータの衝突回避経路計画

Collision-free path planning for a manipulator using free form surface 河原崎徳之・山口 幹・102

Noriyuki Kawarazaki・Kan Taguchi

## 新型ギャップセンサシステムを用いた磁気ロボットハンドによる球形磁性物体の非接触把持搬送制御に関する研究

Study on non-contact hold and transfer control of spherical magnetic body by magnetic robot hand with

prototype gap sensor system

小島宏行・板垣 修・岡部俊和・小林敏雄・110

Hiroyuki Kojima・Osamu Itagaki・Toshikazu Okabe・Toshio Kobayashi

## VR 技術の電話機への応用

Application of virtual reality technology to virtual telephone system

高野英彦・117

Hidehiko Konu

## 4足歩行機械の間欠トロット歩容—全方向歩行の動的制御—

Intermittent trot gait of a quadruped walking machine

— Dynamic stability control of an omnidirectional walk — 末州 亮・飯山治幸・広瀬茂男・123

Kan Yoneda・Hiroyuki Iiyama・Shigeo Hirose

## 全方位視覚センサ COPIS を用いた環境マップ生成—実環境適用のための処理改善—

Improvement of map generation method using omnidirectional image sensor COPIS

— Toward apply to real world —

佐藤和也・八木雄史・谷内田正彦・129

Kazuya Sato・Yasushi Yugi・Masahiko Yachida

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱にあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。

## 人工ランドマークの最適配置設計法

Design of the optimal arrangement of artificial landmarks

田代健治・太田 順・林 達球・新井長夫・138

Kenji Tashiro・Jun Ota・Yuan C. Lin・Tamio Arai

## ロボットの動的制御における計算の並列化問題に対する最適化および準最適化アルゴリズム

Optimization and quasi-optimization algorithms for parallel processing of robot-arm dynamic control computation

田川聖治・福居毅至・神吉良英・太田有三・羽根田博正・145

Kiyoharu Tagawa・Tuyoshi Fukui・Yoshihide Kaneki・Yuzo Ohta・Hirumasa Haneda

## 照明変動にロバストな部品位置決め用ロボット視覚システム

A robust robot vision system against the change of lighting condition for industrial parts positioning

山田啓一・中野倫明・山本 新・153

Keiichi Yamada・Tomooaki Nakano・Shin Yamamoto

## 会誌編集委員会委員

委員長 新井長夫(東大)	木下誠一(東大)	平井慎一(東大)
副委員長 佐藤知正(東大)	倉爪 宏(東大)	阿部明太郎(清水理工)
委員 新井史人(東大)	河野好明(東大)	黒 井 崇(東大)
荒川 賢一(NTT)	栗田 隆(富士通)	升谷 昌博(東大)
石野井 裕(東大)	三手 潤司(東大)	松井 俊彦(東大)
石 田 昌(東大)	鈴木 通彦(東大)	堀川 貞(東大)
村松 常仁(京大)	中内 剛(東大)	矢野 哲也(東大)
村月 正弘(東大)	中村 仁彦(東大)	橋 井 仁(東大)
大隈 久(東大)	橋本 秀紀(東大)	橋本 裕義(東大)
小笠原 司(東大)	橋本 孝一(東大)	飯山 和典(宇都宮大)
川辺 俊彦(東大)	栗生 昌弘(東大)	
菅 和俊(東大)	原 亨(フナツク)	

## 論文査読小委員会委員

委員長 佐藤知正(東大)	村月 正弘(東大)	三手 潤司(東大)
幹事 中野 倫明(東大)	小笠原 司(東大)	橋本 秀紀(東大)
石野井 裕(東大)	羽根田 博正(東大)	橋 井 仁(東大)
石 田 昌(東大)	木下誠一(東大)	栗田 隆(東大)

Published by Robotics Society of Japan

2Fl. Blue Bldg., 2-19-7 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113, Japan

TEL. +81-3-3812-7394 FAX. +81-3-3812-4678

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱いにあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。国内学会論文1999-00291-013

R20

日本ロボット学会誌 Vol.14 No.6, pp.620-635, 1996

## 総合論文

## 能動カテーテルシステムに関する研究 (多自由度カテーテルの構造, 実験結果と動作特性の評価)

郭 齊祥<sup>1)</sup> 植田 敏男<sup>1)</sup> 新井 史人<sup>1)</sup>  
根来 真<sup>2)</sup> 小黒 啓介<sup>3)</sup>

A Study on Active Catheter System  
(Structure, Experimental Results and Characteristic Evaluation of  
Active Catheter with Multi D. O. F.)

Shuxiang Guo<sup>1)</sup>, Toshio Fukuda<sup>1)</sup>, Fumihito Arai<sup>1)</sup>,  
Makoto Negoro<sup>2)</sup> and Keisuke Oguro<sup>3)</sup>

In this paper, we propose two prototype models of micro active catheter (MAC) that has two bending degrees of freedom. One consists of 3 active units with SMA wires in lumina as the servo actuator. The other is active guide wire catheter with ICPF (Ionic Conducting Polymer Film) on its front end as the servo actuator. The bending characteristics of the MAC have been measured by application of electricity in physiological saline solution. We also modeled these MAC for characteristic evaluation (bending characteristic, Electric characteristic). Experimental results show that the models of the active catheter are reasonable. By using simulators (whose conditions are similar to those of a blood vessel of human brain), we also carried out simulation experiments "in vitro" and "in vivo". The experimental results indicate that the proposed micro catheters work properly, and they can effectively improve the operability of traditional procedures for intravascular neurosurgery.

**Key Words:** Micro Active Catheter, Minimum Invasive Surgery, Shape Memory Alloy (SMA), Ionic Conducting Polymer Film (ICPF) Actuator, Experiments "in Vitro" and "in Vivo"

### 1. はじめに

マイクロマシンの用途としては、医療分野、産業分野（エンジンや配管などのメンテナンス）などが挙げられ、特に医療分野から大きな期待が寄せられている。臨床医学の分野において、生体の診断や外科手術（脳外科、血管手術）など、マイクロアクチュエータを用いた内視鏡や生体用カテーテルの研究が注目されている[1]～[6]。カテーテルとは、心臓や血管系疾患の診断のため上肢・下肢の本幹血管から挿入する細い管で、循環器系の内臓調定や血液試料の採取などを行うものである。また、薬剤の局所投与や血管造影のための造影剤注入にも利用される。

Fig. 1のように脳血管は経路が狭く複雑なため、今までに実用化されているガイドワイヤーを使用するカテーテルでは挿入が非常に困難であり、試行錯誤により行われるため手術時間は3～6時間にも及ぶ[5]。患者に大きな苦痛を与え、時々血栓が脱落するなどという問題がある[1]～[5]。そこで、このような高度な、複雑な脳外科手術では、低圧力で、直径が数[mm]以下で多自由度に血管の分岐点で自由に経路を選択でき、動脈瘤内へ自由に進出できるカテーテルが求められている[2]～[6]。近年では、長尺なものでも湾曲が可動で、複雑な形状に曲げられても湾曲動作が変化しない、遠隔操作が可能で操作性の向上が図れる等の理由からSMAアクチュエータを用いた能動型カテーテルの開発・研究が主流となっている。それらの研究の中で、いくつかの能動型カテーテルが提案されている[7]～[9]。カテーテル以外では、内視鏡として鏡筒自由度が大きく、内鏡構造が弾性膜で構成されたものが提案されている[9]。リボン状SMA板を用いた首振り機構(1自由度)付きの能動カテーテルが市販されている[37]。しかし、加工上や臨床上の問題などによって小型化が困難で、応用性が劣る。カテー

原稿受付 1995年3月27日

<sup>1)</sup>名古屋大学工学部

<sup>2)</sup>名古屋大学医学部

<sup>3)</sup>大阪工業大学工学部

<sup>4)</sup>School of Engineering, Nagoya University

<sup>5)</sup>School of Medicine, Nagoya University

<sup>6)</sup>Osaka National Research Institute, AIST

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱いにあたっては、著作権保護とならないよう十分にご注意ください。

低侵襲カテーテルシステムに関する研究

521

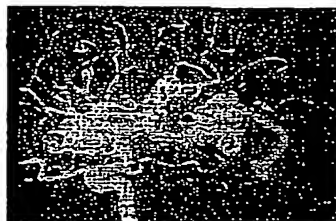


Fig. 1 The view of brain blood vessels

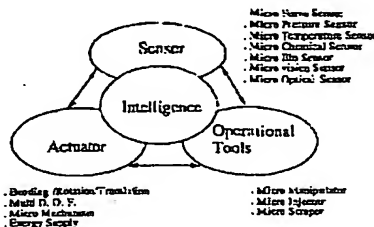


Fig. 2 Concept of micro active catheter

ナールにおいては脳神経外科用血管径の分岐点で自由に経路を選択できるような能動カテーテルの開発があまり見当たらない。

一方、一般にカテーテルを用いた血管内手術においては、医師はレントゲン画像を見ながらカテーテルの先端のわずかな感触から、効と経路を頼りにカテーテルの操作を行うことになる。CG等を用いて脳血管を3次元表示することにより、能動カテーテルの操作効率を向上させ、医師の負担を軽減するためのカテーテル操作支援システムへの要求が高まっている。

したがって、多自由度・多ユニット、マイクロあるいはミリオーダー精度やセンシング・多機能化を有するマイクロ能動カテーテルシステムが大きく期待されている。

そこで筆者らは以上のような背景を踏まえ、自由にスムーズに生体中を進行できる低侵襲マイクロ能動カテーテルシステム (Micro Active Catheter System)、具体的に脳血管手術や診断などに応用される多自由度能動カテーテルの開発と創製を目的として研究、発表してきた[10]~[15]。本論文は今までに研究、発表してきたことに加え、カテーテルの操作性評価、という新概念を提案し、多自由度能動カテーテルシステムという世界の下ドーンとまとめたものである。論文の構成は第2章において低侵襲マイクロ能動カテーテルシステムの提案について述べ、第3章でSMAを用いた多ユニット・多自由度能動カテーテルについて論じる。第4章ではICPDアクチュエータを用いた能動ガイドワイヤカテーテルについて報告する。第5章では低侵襲カテーテル操作支援システムの提案と試作、操作支援実験の結果について述べる。最後に第6章においてまとめを行い、本論文の結びとする。

## 2. マイクロ能動カテーテルシステム

### 2.1 低侵襲マイクロカテーテルシステムの提案

前章に述べたように、カテーテルは検査や手術に用いられる長いチューブ状の医療器具である。現在、腎の直径は最先端のもので数[mm]以下になっている。腎の付け根から主幹へ挿入して、エックス線による造影像で位置を確認しながら、目的のところまで進める。そこで、腎の血管を除去する場合のように、内部の血管を知らせる各種のセンサと、絶たの動きを伝えるアクチュエータ、検査・手術用の内装材やメスなどが装備され、特殊技術がなくとも遠隔操作によってスムーズに挿入できる多機能能動カテーテルシステムが求められている。

多機能マイクロ能動カテーテルシステムは、マイクロアクチュエータ、マイクロセンサ、マイクロプロセッサや操作ツールなどを一体化させる微小デバイスである。能動カテーテルシステムの概念をFig. 2に示す。能動カテーテルシステムには、相当の自律性と外界との相互作用の可能なアクチュエータが必要となる。

### 2.2 カテーテル用マイクロアクチュエータ

能動カテーテルの先端河曲、回旋、挿入などの多自由度動作を実現するために、アクチュエータを必要とする。すなわち、アクチュエータは能動カテーテルシステムの鍵を握るデバイスである。一方、能動カテーテルシステムの作製原理に基づき、現在、実用化されているアクチュエータはほとんど不適用である。能動カテーテルシステムはアクチュエータに高出力、大変位、構造のコンパクト化、生体中での安全性(生体適合性が良い)や使用寿命などの要求を提出している。フレキシブルマイクロアクチュエータ(FMA)は開発されている[35]。しかし、制御の問題でまだ実用化にいたっていない。そこで本研究では、まず研究の重点をマイクロアクチュエータに置くことにする。

### 3. 多ユニット・多自由度能動カテーテル

従来の研究では、リボン状SMA板を用いた共振機構(1自由度)付きの能動カテーテルが開発されている[37]。本研究は能動カテーテルを開発する上でカテーテルの外装構造の柔軟性を利用し、小変位と多自由度化を図る形を目的とする。本章では、従来の研究と異なり、形状記憶合金(SMA)ワイヤをマイクロアクチュエータとしてカテーテルのルーメン(Lumen)に埋め込み、2自由度河曲能力を持つユニットを複数直列に先端部に連結させたシリアル・パラレル型能動カテーテルを提案し、直径6[Fr], 5[Fr], 4[Fr] (1[Fr]=0.333[mm])の3種超カテーテルを製作し、その構造、動作原理、特性測定と評価、シミュレータにおける挿入実験と動物実験を行った。今回提案するカテーテルは各ユニットが2自由度河曲能力を持つ多ユニットからなる。本カテーテルは(1)侵入経路が狭く複雑な場合でも河曲でき、しかも河曲動作を保持する。(2)原則的に任意方向へ河曲でき、自由に経路を選択できる。(3)構造が簡単で、小型化に適するなどという特徴がある。



本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱いにあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。

源 吉 野 旭 田 池 勇 新 井 史 人 飯 本 三 小 淵 博 介

### 3.1 SMAを用いたカテーテルの構造と湾曲原理

#### 3.1.1 カテーテルの全体構造

Fig.3に示したSMAワイヤを用いた駆動カテーテルの基本構造を示す。カテーテル(外径 $d$ ,長さ $L$ )の中心軸から半径 $d/2$ の位置に直径 $d$ のSMAワイヤを2本ずつ対称的に斜めて120°間隔で三つのルーメン中に配置する。また、SMAワイヤの両端は接着剤で固定し、駆動用のリード線をSMAワイヤに接続する。また、血液中への漏れを防ぐために、先端部を防水加工しておく。

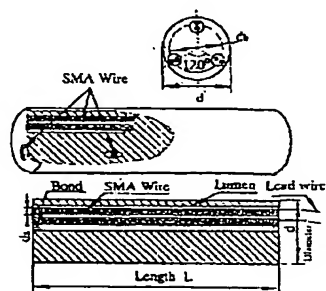


Fig. 3 Structure of unit catheter

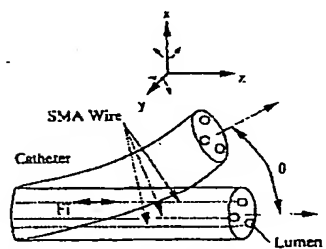


Fig. 4 Bending mechanism of catheter

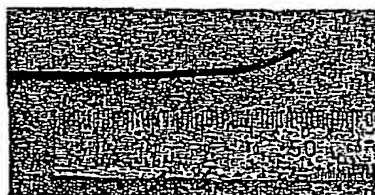


Fig. 5 View of developed catheter

#### 3.1.2 カテーテルの湾曲原理

Fig.4のように外部の操作により、SMAワイヤを過熱加熱すると、SMAワイヤに収縮力が発生し、収縮するワイヤの位置が偏心しているために、両曲モーメントが生じる。その結果カテーテルはそれぞれのSMAワイヤの収縮する量に応じて一定の方向へ湾曲する(Fig.4)。過熱を停止し、ワイヤが自然冷却されると、ワイヤとカテーテルはワイヤの伸長とカテーテル自体の弾性により元の状態に戻る。ワイヤへの過熱量を調整することにより、湾曲方向、湾曲角度を制御することができ、2自由度の湾曲動作を実現する。Fig.5に試作カテーテルの外観を示す。Fig.6に2自由度の湾曲動作を示す。

#### 3.1.3 多ユニットカテーテルの構成と特性

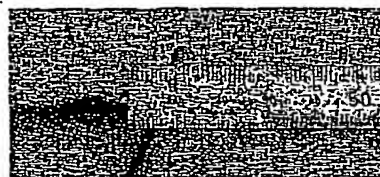
更に湾曲角度を大きくし、操作性を良くするために、S字カーブといった3次元の複雑な変形動作が可能となるよう、Fig.7のように3つの湾曲ユニットを弾性ジョイントにより直列に連結し、先端に3ユニットを有する2自由度シリアルパラレル駆動カテーテルを構成する。多ユニットカテーテルの特性は単ユニットの特性によって決まる。3ユニットの各ユニットが湾曲した状態をFig.7に示す。



(a)



(b)



(c)

Fig. 6 Bending motion of catheter with 2 D.O.F.

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱にあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。

単位のカテーテルシステムに関する研究

821

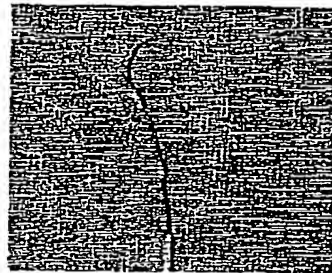


Fig. 7 Bending motion of 3-unit catheter

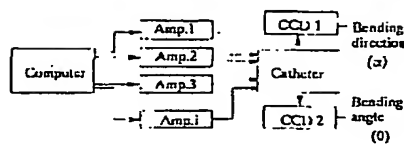


Fig. 8 Measurement system

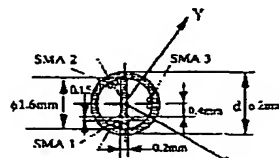


Fig. 9 Sectional view of catheter

### 3.2 SMAを用いたカテーテルの特性測定

#### 3.2.1 特性測定システム

コンピュータによってSMAワイヤに施電する電圧を制御し、二つのCCDカメラで2自由度カテーテルが基準座標系に対して変化する湾曲方向( $\alpha$ )と湾曲角度( $\theta$ )を測定する。Fig. 8にカテーテルの特性測定システムの概略を示す。

#### 3.2.2 単ユニットカテーテル特性の測定結果

Fig. 9に示す断面、長さ $l=20$ mmの単ユニットカテーテルのSMAワイヤの組み合わせておおよそ6Vの方形波電圧をかけて、それぞれ空気中(20°C)と生理食塩水(35°C)の中で湾曲方向( $\alpha$ )と湾曲角度( $\theta$ )を測定した。カテーテルの動作特性をFig. 10に示す。最大湾曲に到達するまで、空気中(20°C)での反応時間数は0.78秒で、生理食塩水(35°C)での反応時間数は0.45秒であることがわかった。

#### 3.3 SMAを用いたカテーテル特性評価モデル

ここでは単ユニットの動作特性の解析を筋力学的に定量的にモデル化[35]に基づき、導出し、シミュレーションを行い、実験結

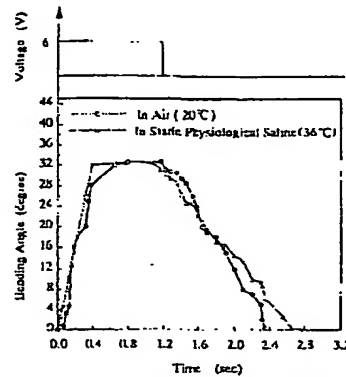


Fig. 10 Dynamic characteristic of unit catheter

果と比較した。

#### 3.3.1 単ユニットの特性評価モデル

本気で提案したカテーテルの特性評価の理論式を導くため、カテーテルに対して、次の条件を仮定する。

- (1) カテーテルは中心軸が一定の曲率で湾曲した円弧である(円弧モデルと呼ぶ)。
- (2) 横断面は同一平面にある(平面仮説)。
- (3) 軸方向の弾性係数は一定である。

微小変形の円弧モデルに対しては、材料力学のはりの取扱い手法で筋力学的に理論特性式が導出されている[35]。しかし、カテーテルの横断面が非対称図形である場合には、そのまま適用できない。

材料力学における筋力学的に、単ユニットカテーテルの湾曲円弧モデルはFig. 11に示される。

ここで、各パラメータとして、

- $l$ : カテーテルのユニット長さ
- $d$ : カテーテルの外径
- $d_s$ : SMAワイヤを配線する直径
- $C$ : カテーテル横断面の重心
- $a$ : 横断面の重心 $C$ が軸中心 $O$ から偏心する距離
- $\beta$ : ベクトル $OC$ が湾曲方向に $X$ 軸と成す角度
- $F_i$ : 各SMAワイヤの張力( $i=1, 2, 3$ )
- $I(a)$ : 重心 $C$ に対する断面二次モーメント(湾曲方向によって違う)
- $M(a)$ : 各SMAワイヤの張力 $F_i$ ( $i=1, 2, 3$ )が重心 $C$ に対する等価曲げモーメント(湾曲方向によって違う)
- $E_s, E_c$ : SMAワイヤとカテーテル外被本体の軸方向の弾性係数
- $OXYZ$ : 基準座標系
- $Oxyz$ : カテーテルの位置を表す点変座標系
- $k_c$ : カテーテル半円図の曲率半径

本複製物は、特許庁が著作権法第2条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱いにあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。

図11

図12 歪正増大 歪正増大 歪正増大 歪正増大

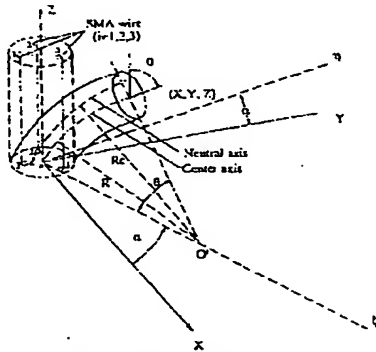


Fig. 11 Circle arc model of unit catheter

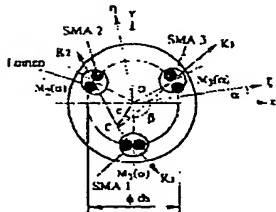


Fig. 12 Cross-section of catheter

$R, \alpha, \theta$ : カテーテル中心軸の曲率半径、湾曲方向角度、湾曲角度

Fig. 11 のように O-XYZ 座標系は、O 点を含むカテーテル断面内で SMA ワイヤ 2 と SMA ワイヤ 3 を結ぶ線分の中点と軸中心を通る方向を Y 軸とし、カテーテル断面の湾曲方向を Z 軸とする断面中心 O に設定された直交座標系である。O-XYZ 座標系はカテーテルの中心軸の XY 平面への写像を Z 軸とし、カテーテルの動きを表示する直交座標系であり、カテーテルの動きとともに回転する。

カテーテルの横断面が非対称形状である場合には、湾曲中立面が重心 C を通る。カテーテル湾曲中立面の曲率半径を  $R_c$ 、中心軸の曲率半径を  $R$ 、湾曲方向角度を  $\alpha$ 、湾曲角度  $\theta$  とする。本論文では、カテーテルの湾曲断面の形について、各パラメータ  $\alpha, \theta, R, R_c$  と各 SMA ワイヤ張力  $F_i (i=1, 2, 3)$  の関係を理論的に示す。

カテーテルの横断面を Fig. 12 に示す。C 点はカテーテル断面の重心である。横断面形状から、SMA ワイヤ張力  $F_1, F_2, F_3$  により、カテーテルは X, Y 方向成分としてそれぞれ  $(a_1, b_1), (a_2, b_2), (a_3, b_3)$  方向に湾曲することがわかる。

$$\begin{aligned} \vec{N}_1 &= a_1 \vec{i} + b_1 \vec{j} \\ \vec{N}_2 &= a_2 \vec{i} + b_2 \vec{j} \\ \vec{N}_3 &= a_3 \vec{i} + b_3 \vec{j} \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} a_1 &= \frac{-e \cos \beta}{\sqrt{e^2 - \frac{d_1^2}{4}} - d_1 e \sin \beta} \\ b_1 &= \frac{-\frac{d_1}{2} e \sin \beta}{\sqrt{e^2 - \frac{d_1^2}{4}} - d_1 e \sin \beta} \\ a_2 &= \frac{e \cos \beta}{\sqrt{e^2 - \frac{d_2^2}{4}} + d_2 e \sin(\beta - \frac{\pi}{3})} \\ b_2 &= \frac{e \sin \beta + \frac{d_2}{2}}{\sqrt{e^2 - \frac{d_2^2}{4}} + d_2 e \sin(\beta - \frac{\pi}{3})} \\ a_3 &= \frac{e \cos \beta + \frac{\sqrt{3} d_3}{4}}{\sqrt{e^2 - \frac{d_3^2}{4}} + d_3 e \sin(\beta - \frac{\pi}{3})} \\ b_3 &= \frac{e \sin \beta + \frac{d_3}{4}}{\sqrt{e^2 - \frac{d_3^2}{4}} + d_3 e \sin(\beta - \frac{\pi}{3})} \end{aligned} \quad (2)$$

SMA ワイヤ 3 方向の湾曲コンプライアンス  $K_3 (i=1, 2, 3)$ 、単位湾曲モーメントにより各方向  $i$  へ湾曲する角度である) を考える。  $F_i (i=1, 2, 3)$  の張力をついてこれらのベクトル和をとることにより、湾曲方向  $\alpha$  に関して式 (3) を得る。

次に材料力学における偏心軸荷重を受けるはりに基づき、等価湾曲モーメント  $M(\alpha)$  により、湾曲角度  $\theta$  に関する式 (4) が成り立つ。

$$\begin{aligned} \tan \alpha &= \frac{K_1 F_1 b_1 + K_2 F_2 b_2 + K_3 F_3 b_3}{K_1 F_1 a_1 + K_2 F_2 a_2 + K_3 F_3 a_3} \\ \text{ただし、} K_1 F_1 a_1 + K_2 F_2 a_2 + K_3 F_3 a_3 &= 0 \text{ のときは} \\ K_1 F_1 b_1 + K_2 F_2 b_2 + K_3 F_3 b_3 &\geq 0, \alpha = \frac{\pi}{2} \\ K_1 F_1 b_1 + K_2 F_2 b_2 + K_3 F_3 b_3 &\leq 0, \alpha = \frac{3\pi}{2} \end{aligned} \quad (3)$$

$$\theta = \frac{\sum_{i=1}^3 F_i \left( e \cos(\alpha + \beta) + \frac{d_i}{2} \sin \alpha \right) l_i}{E_c I(a)} \quad (4)$$

ここで、  $I(a)$ : カテーテルの断面二次モーメント (湾曲方向によって変う)、  $E_c$ : カテーテルの材料の弾性係数。以上の式を整理するとカテーテル湾曲特性は式 (5) ~ (8) にまとめられる。

$$\tan \alpha = \frac{K_1 F_1 b_1 + K_2 F_2 b_2 + K_3 F_3 b_3}{K_1 F_1 a_1 + K_2 F_2 a_2 + K_3 F_3 a_3} \quad (5)$$

$$\theta = \frac{\sum_{i=1}^3 F_i \left( e \cos(\alpha + \beta) + \frac{d_i}{2} \sin \alpha \right) l_i}{E_c I(a)} \quad (6)$$

$$R_c = \frac{l_i}{\theta} \quad (7)$$

$$R = R_c + e \cos(\alpha - \beta) \quad (8)$$

カテーテルの先端中心の位置、向きは  $R, \alpha, \theta$  (または  $I$ ) で

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱にあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。

# 動物カテーテルシステムに関する研究

929

一意に決まり、他の座標での表現は幾何学的な式で与えられる。例えば直交座標系O-XYZでのカテーテルの先端中心の位置は以下の式で表される。

$$\begin{cases} X = R(1 - \cos \theta) \cos \alpha \\ Y = R(1 - \cos \theta) \sin \alpha \\ Z = R \sin \theta \end{cases} \quad (9)$$

## 3.3.2 シミュレーションの結果と分析

式(5)~(8)より、カテーテルの動作特性要因  $R, \alpha, \theta$  は各 SMA ソリッドの張力  $F_i (i=1, 2, 3)$  で決まることがわかる。なお、 $F_i$  は電圧により制御できる。これらの式を用いれば各 SMA ソリッドへの電圧量の調整でカテーテルの動作方向 ( $\alpha$ ) と湾曲角度 ( $\theta$ ) をコントロールできる。本論文は Fig. 9 に示す断面の 6D 自由度カテーテル ( $L=20$  [mm]) に対して、各  $F_i$  の組み合わせで理論計算結果を実験結果と対比させた。Table 1 に理論計算のパラメータを示す。カテーテルの湾曲方向 ( $\alpha$ ) と最大湾曲角度 ( $\theta_{max}$ ) の特性評価を Fig. 13 に示す。特性評価モデルの計算は実際の測定結果 (文中に引用) とほぼ一致する。また、このモデルの計算はカテーテルの各パラメータの最適な選択の方法を与える。

## 3.4 シミュレーションにおける挿入実験 (In Vitro)

カテーテルの血管中での動作特性はとて重要である。交差した動物カテーテルの血管分岐点や動脈瘤での動作を確認するために、ガラス管の血管シミュレータ (各分岐点、動脈瘤など付き) を利用し、挿入実験を行った。

## 3.4.1 シミュレータシステムの構成

血管のモデル、生理食塩水を循環させるポンプ、測定機器や電気加熱器などによって、シミュレータシステムは構成されている。Fig. 14 に血管シミュレータシステムの概略を示す。

## 3.4.2 挿入実験の条件

シミュレータの仕様は管径内径  $\phi 4$  [mm],  $5$  [mm],  $8$  [mm], 分岐点の角度  $45^\circ \sim 95^\circ$  で、動脈瘤入り口での断面直径  $\phi 2$  [mm]  $\sim \phi 8$  [mm] である。カテーテルの仕様は、2 自由度の管径  $5$  Fr.,  $4$  Fr. である。

## 3.4.3 実験結果

生理食塩水の温度  $27^\circ\text{C} \sim 36^\circ\text{C}$ 、流量  $50$  [ml/min]  $\sim 650$  [ml/min] の範囲でカテーテルの各分岐点、動脈瘤入り口での挿入動作を確認した。Fig. 15 に生理食塩水の中でカテーテルの分岐点での湾曲動作の様子を示す。Fig. 16 に示されている生理食塩水の中でカテーテルが動脈瘤の入口での湾曲動作の様子を示す。

以上の挿入実験ではシミュレータの分岐点や動脈瘤で、本論文で提案したカテーテルが手元の制御により、各分岐点や動脈瘤で自由に湾曲を指示でき、スムーズに操作できることがわかった。

## 3.5 動物実験 (In Vivo)

試作したカテーテルを用いて、犬を対象として動物実験 (In Vivo) を行った。

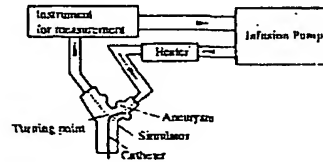


Fig. 14 Vessel simulator system

Table 1 Parameters for theoretical calculation

$d$	2 [mm]	$E_s$ [N/mm <sup>2</sup> ]	93.1
$d_s$	1.6 [mm]	$R_1$ [rad]	0.4169
$L$	20 [mm]	$R_2$ [rad]	0.4808
$a$	0.0582 [mm]	$R_3$ [rad]	0.4815
$\theta$	1.0457 [rad]	$d_s$	0.15 [mm]

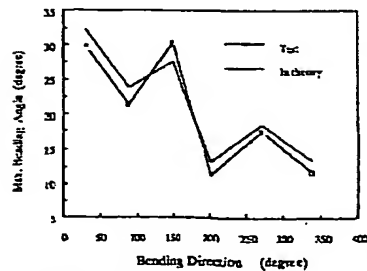


Fig. 13 Calculation of evaluation model

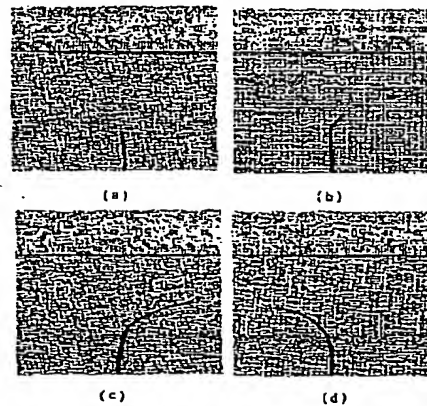
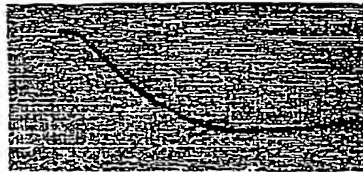


Fig. 15 Bending motion at divergences

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱にあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。

625

著 者 平 沼 正 昭 男 新 井 文 人 松 本 洋 小 出 啓 介



(a)



(b)

Fig. 16 Bending motion into aneurysm

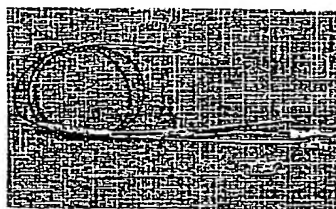


Fig. 17 Outline photo of catheter for "in vivo"

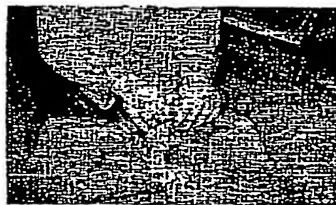
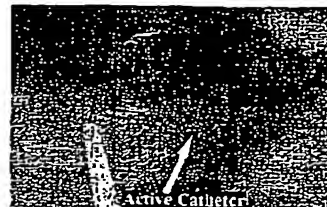


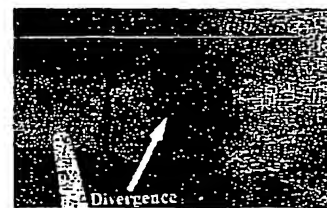
Fig. 18 Experimental photo of "in vivo" experiments

### 3.3.1 動物実験用カテーテルの設計と試作

動物実験用カテーテルの設計と試作実験の様子をX線透視し、検証するために、先端から造影剤を注入できる構造のICPFカテーテルを試作した。湾曲角度を大きくするために、両端ユニットは同じ断面形状のソフト部分とハード部分によって構成される。Fig. 17に試作した動物実験用カテーテルの外観を、Fig. 18に動物実験の様子を示す。



(a) Pre state



(b) Post state

Fig. 19 Results of "in vivo" experiments

### 3.3.2 動物実験の結果

試作したカテーテルを犬の頸動脈から挿入し、心臓などを通過して犬の腹部及び肺動脈血管まで容易に挿入できた。進行途中にX線モニタ画面によりカテーテルの位置と姿勢を見ながら、血管分岐点や動脈瘤では、スムーズに進路を選別できるようにカテーテルは湾曲に調整された。Fig. 19にはカテーテルが犬の腹部大動脈で腎動脈分岐部周辺の部位に湾曲した状態を示す。実験より、分岐点や動脈瘤など、これまでの手術で問題とされていた部位において過剰にスムーズに進路を調整でき、操作性が改善された有効な動作を確認できた。

以上の実験結果により、提案したカテーテルが血管の分岐点や動脈瘤で進路を自在に調整でき、従来のカテーテルに比べ、操作性が向上したことがわかった。

### 4. ICPFアクチュエータを用いた 能動ガイドワイヤカテーテル

我々は前章で候補選の分岐点で自由に進路を選択できるような形状記憶合金を用いた多自由度・多ユニット能動カテーテルを提案したが、冷却による応答遅れや漏れ電流などの安全上の問題があった。

本稿では集積で、低電圧駆動が可能で、応答性に優れ、生体内での安全性を兼ねそなえた超小型能動ガイドワイヤカテーテルを開発する事を目的とする。ガイドワイヤカテーテルを血管などの管腔内を通過するために用いる超小型、柔軟な合成膜でできた器具である。ICPF (Ionic Conducting Polymer Film) をマイクログラフとしてカテーテルのガイドワイヤの先端に取り付け、2万回湾曲能力を持つ能動が

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱いにあたっては、著作権侵害等とならないよう十分にご注意ください。

能動ガイドワイヤシステムに関する研究

127

イドワイヤのカテーテルを製造し、直径3[Fr]、4[Fr]、6[Fr] (1[Fr]=1/3[mm]) の3種類のカテーテルを試作した。本家で提案するカテーテルは2方向曲曲能力を持つガイドワイヤからなり、(1)1[V]ほどの低電圧で生体内などの液中でも直接曲曲でき、流れ電流が少なく、安全性が高い[28]、[29]、(2)2[Fr]が速く、耐久性が高い、(3)構造が簡単で、超小型化できるなどという特徴がある。

#### 4.1 能動ガイドワイヤカテーテルの構造と原理

##### 4.1.1 カテーテルの全体構造

Fig. 20 に本研究で試作した ICPD アクチュエータを用いた能動ガイドワイヤカテーテルの基本構造を示す。カテーテル(外径  $d$ ) の、インターメンの中にそれぞれ2本の能動ガイドワイヤを配置する。また、能動ガイドワイヤは、中空マイクロケーブルからなり、その先端には銅線電線が挿入された ICPD アクチュエータ(長さ  $L$ 、径  $\phi$ 、厚さ  $t$ 、幅  $w$ ) が固定されている。ICPD アクチュエータは通電用リード線や中空マイクロケーブルの中に配線し、電気エネルギーを供給する。またカテーテルの主ル-

メンは生体組織水や造影剤などを流すために使われる。

##### 4.1.2 カテーテルの曲曲原理

Fig. 21 のように外部の電圧により、ICPD に1[V]ほどの電圧を印加すると、一般の高分子ゲルと同様に含水率の増加により膨張するため、高分子膜はコンデンサのように電気分極が生じると共にアノード側に湾曲し、印加電圧にはほぼ比例した変位が得られ、しかも ICPD はどの部分でもほぼ同じ曲率(曲率半径  $R$ ) で円錐状に湾曲した[28]、[29]。先端中心の位置  $C(X_c, Y_c)$  と湾曲角度  $\theta$  は入力電圧  $V$  とパラメータ  $n$  により決まるので、その結果能動ガイドワイヤの湾曲する角度が手元で制御でき、カテーテルの本体を能動ガイドワイヤに沿って挿入することで、分岐点での経路を選択できる。また、送電方向を逆にすると、ICPD は反対方向に湾曲する。また、Fig. 20 のように手元の終方向の挿入フィードや直線により、任意方向への湾曲動作を実現する。その結果、湾曲方向、湾曲角度を制御することができる。そこで、まず、本論文では研究の基点を能動ガイドワイヤの特性に置くことにする。Fig. 22 に試作したカテーテルの断面を示す。

##### 4.2 能動ガイドワイヤカテーテルの特性測定

##### 4.2.1 試作したカテーテルの仕様

今回試作したものは直径3[Fr]、4[Fr]、6[Fr] の3種類の能動ガイドワイヤカテーテルである。ICPD アクチュエータの材料に PFS 膜(パーフルオロポリスルホン膜、Nafion 117:デュポン社)の両面に Pt メッキを行った複合体を用いる。ICPD の構造とカテーテルの断面をそれぞれ Fig. 23 と Fig. 24 に示す。

##### 4.2.2 カテーテルの特性測定システムの構成

Fig. 25 に示すコンピュータによって ICPD に通電する電圧を制御し、電流計で電流を測定する。同時に二つのレーザ変位センサで基準座標系に対してガイドワイヤの2箇所( $L_1, L_2$ )の変位を測定し、その測定値に基づき湾曲角度を算出する。

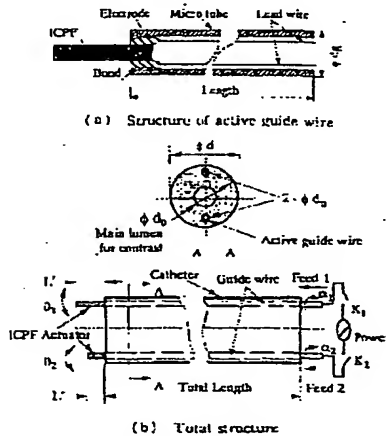


Fig. 20 Structure of active guide wire catheter

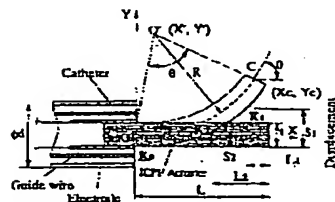


Fig. 21 Bending principle

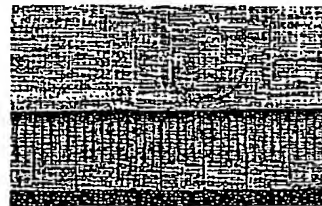


Fig. 22 Photo of active guide wire catheter

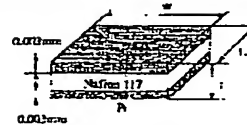


Fig. 23 ICPD actuator

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱にあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。

528

部 内 作 図 用 設 別 寄 井 火 人 報 告 員 小 田 沢 介

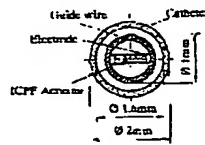


Fig. 24 Cross-section of active guide wire catheter

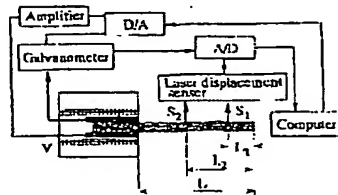


Fig. 25 Measurement system of active guide wire catheter

#### 4.2.3 カテーテルのステップ応答特性

能動ガイドワイヤをカテーテルに装着している状態でカテーテルの特性を調べる。Fig. 23 に示す ICPF 作動長さ 10[mm] のカテーテルのガイドワイヤに 2[V] 方形波電圧をかけて、生理食塩水 (35°C 体温) の中で湾曲動作する時、電流  $I_a$  1[mm]、 $L_a=5$ [mm] の 2 箇所の Y 軸方向の湾曲変位を測定した。先端変位の特性を Fig. 26 に、電流の特性を Fig. 27 に示す。作動長さ 10[mm] の ICPF の先端から 1[mm] の測定点は生理食塩水中で Y 軸方向 (センサ測定方向) へ 0.463[mm] まで湾曲した。ピークの立ち上がりは約 160[ms] であるが、2[V] の電圧がかかった状態のままでも変位は緩やかに減衰した。ICPF に流れる電流は鋭いピーク状で、コンデンサと同様の充電電流のみが流れ、電気分解を伴う定常的な電流は流れないことがわかった。これは ICPF アクチュエータが他のアクチュエータに区別する特徴である。したがって、ICPF アクチュエータがいろいろな分野に応用される可能性はある。

#### 4.3 カテーテル湾曲特性の理論計算

##### 4.3.1 湾曲特性評価の仮定条件

カテーテルを操作する時にガイドワイヤ先端の位置と湾曲角度をコントロールすることにより、分岐点や動脈瘤などへの進路を選択する。しかし、先端の湾曲角度は直接に決定できない。本稿では、ICPF 湾曲特性のモデルにより、3 箇所の変位測定値を用いて以下の仮定に基づき湾曲特性の計算方法を提案する。

(1) ICPF アクチュエータの作動が全長に同じ曲率で湾曲する円弧である (円弧モデルと呼ぶ。実際の湾曲状態により確認した)。

(2) ICPF アクチュエータは電圧を加えるとアノード側が収縮し、カソード側が膨張するが、中立点の長さが一定である。

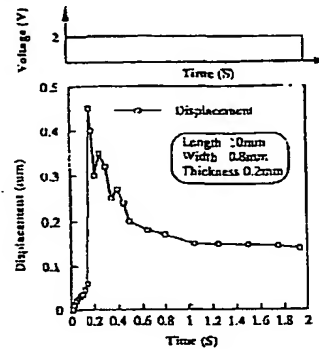


Fig. 26 Bending displacement

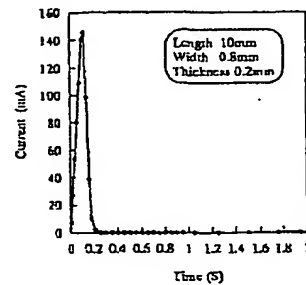


Fig. 27 Current characteristic

##### 4.3.2 湾曲特性のモデル化

カテーテルの湾曲した状態を Fig. 21 に示す。O-XYZ は計算の基準座標系とする。先端中心 C の座標  $(X_c, Y_c)$ 、湾曲角度  $\theta$ 、曲率半径 R を 2 箇所  $L_a, L_b$  の変位  $S_1, S_2$  で表すことを考える。湾曲した状態の能動ガイドワイヤ ICPF 表面上の 3 点  $K_0, K_1, K_2$  の座標を式 (10) とする。

$$\begin{pmatrix} K_0(0, -\frac{L}{2}) \\ K_1(L - L_a, S_1 - \frac{L}{2}) \\ K_2(L - L_a, S_2 - \frac{L}{2}) \end{pmatrix} \quad (10)$$

湾曲した状態で O-XYZ の基準座標系において円弧の曲率中心 O' が  $K_0, K_1, K_2$  の 3 点により、決まられる。以下の式 (11) と (12) が得られる。そして、曲率半径 R、湾曲角度  $\theta$  と先端中心の位置  $(X_c, Y_c)$  に従って、以下の式 (13) ~ (15) が求められる。

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱いにあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。

近接したナノシステムに関する研究

529

$$\begin{aligned} X^2 + \left(\frac{1}{2} + Y\right)^2 &= (L - L_1 - X)^2 + \left(S_1 - \frac{1}{2} - Y\right)^2 \\ X^2 + \left(\frac{1}{2} + Y\right)^2 &= (L - L_2 - X)^2 + \left(S_2 - \frac{1}{2} - Y\right)^2 \end{aligned} \quad (11)$$

$$\begin{aligned} X &= \frac{S_1(L - L_1 - Y - S_2S_1) - S_2(L - L_2 - Y - S_1S_2)}{2(S_1(L_1 - L_2) + S_2(L - L_1))} \\ Y &= \frac{(L - L_1)(L - L_2)(L_1 - L_2)}{2(S_1(L_1 - L_2) + S_2(L - L_1))} \\ &\quad - \frac{(L - L_2)S_1(L - S_2)(L_1 - S_1)}{2(S_1(L_1 - L_2) + S_2(L - L_1))} \end{aligned} \quad (12)$$

$$R = \sqrt{X^2 + Y^2} \quad (13)$$

$$\theta = \frac{Y}{X} \quad (14)$$

$$X_c = R \sin \theta \quad (15)$$

$$Y_c = R(1 - \cos \theta)$$

#### 4.3.3 湾曲特性の計算結果

本節で提案したモデルの式(14)に基づき、ICPFの2箇所変位測定値を用いて湾曲角の計算を行い、また、能動ガイドワイヤの先端に直径80 $\mu$ mのガラスピンを付け、湾曲の動作をビデオに取り、湾曲角を直接に測定した。計算結果と測定結果をFig.28に示す。計算用パラメータをTable2に示す。最大湾曲角が42.3°であり、モデル化の計算結果が測定結果とほぼ一致であることがわかった。したがってモデルはある程度に妥当であるといえる。この計算方法は同様に能動ガイドワイヤ先端の湾曲角を得られるため、ナノスケールガイドワイヤ先端の姿勢制御への一助になる。

Table 2 Parameter for calculating of bending angle

ICPF Length $L$	10 [mm]
ICPF Width	0.8 [mm]
ICPF Thickness	0.2 [mm]
Test point 1 $L_1$	5 [mm]
Test point 2 $L_2$	1 [mm]

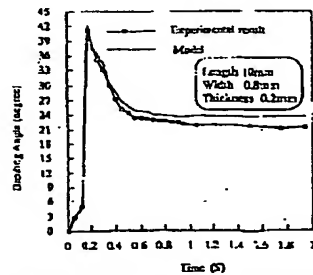


Fig. 28 Calculating results of bending angle

#### 4.4 能動ガイドワイヤの等価電気モデル

##### 4.4.1 等価電気モデルの提案

ICPFアクチュエータの動作メカニズム、構造や電流の特性(Fig.27)から、ICPFアクチュエータが作動する時にコンデンサのような電気分極の状態や電荷の移動の存在が重要な役割を担っていることがわかった。したがって、能動ガイドワイヤの電気特性は電気抵抗とコンデンサにより構成される電気回路(等価電気モデル)で近似することと考えられる。すなわち、リード線と電極は電気抵抗  $R_0$  に等価し、ICPFアクチュエータはコンデンサ  $C$  に等価し、ICPF 質と電極の間の特性は入力電圧  $V$  によって変化する可変電気抵抗  $R_c$  に等価する。Fig.29に能動ガイドワイヤの等価電気モデルを示す。

##### 4.4.2 等価電気モデルの最大電流特性

等価電気モデルの最大電流を式(16)で示すこととする。最大電流の測定実験結果に基づき、最小2乗法で等価電気モデルパラメータの電気抵抗  $R$  を測定を行った。測定の結果を式(17)に示す。測定した等価電気モデルの最大電流式(18)はFig.30に示す。等価電気モデルの電流が測定結果とほぼ一致することがわかった。また、等価電気モデルの電気抵抗  $R$  は入力電圧  $V$  によって変化する。この現象はICPFアクチュエータが作動する時に複雑なイオン交換に伴うことと考えられる。

$$I_{max} = \frac{V}{R + R_c(V)} = a_0 + a_1 V + a_2 V^2 + a_3 V^3 + a_4 V^4 \quad (16)$$

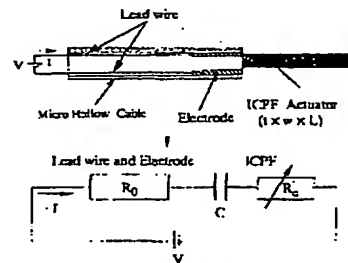


Fig. 29 Electric model of active guide wire

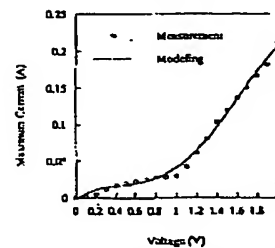


Fig. 30 Maximum current of electric model



本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱にあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。

830

第 2 号 第 2 号 第 2 号 第 2 号 第 2 号 第 2 号 第 2 号 第 2 号 第 2 号 第 2 号

$$\begin{aligned} a_0 &= 0 \\ a_1 &= 0.110, a_2 = -0.238 \\ a_3 &= 0.226, a_4 = -0.354 \end{aligned} \quad (17)$$

$$R = R_0 + R_1(V) = -0.054 V^2 + 0.226 V^3 - 0.238 V^4 + 0.110 V^5 \quad (18)$$

#### 4.5 能動ガイドワイヤカテーテルの特性評価モデル

ICPF の作動メカニズムは複雑な物理変化と化学変化を伴い、まだ明らかではないため、現段階では特性評価を行う物理モデル化が不可能である。管束はステップ応答曲線を最小2乗法で線形近似することによりパラメータ同定を行う方法を提案した[30]。しかし、実際の出力は周波数応答特性に依存するので不十分である。そこで、ICPF の特性を評価するために、まず周波数応答特性を調べ、それに基づき、システムの伝達関数の同定を行う。

##### 4.5.1 特性評価のシステムの同定

Fig. 31 にレーザ変位計とオシロスコープなどからなる周波数特性評価のシステムを示す。ICPF への交流 2[V] 駆動電圧をかけて、100[Hz] までの周波数特性を測定し、周波数特性を評価した。実験結果のボード図を Fig. 32 に示す。

##### 4.5.2 特性評価モデルのパラメータ同定

ボード図 (Fig. 32) とステップ応答曲線 (Fig. 26) の特徴に基づき、カテーテルガイドワイヤの先端変位に関するシステムは 4 次系と見られる。時間遅延は式 (19) と仮定する。入力と出力のラプラス変換を式 (20) にまとめ、伝達関数の式 (21) が得られる。最小2乗法で線形近似することにより伝達関数パラメータ同定の結果は式 (22) にまとめ、同定したモデルのステップ応答と周波数応答をそれぞれ Fig. 33 と Fig. 34 に示す。モデル化の結果が測定結果とほぼ一致することがわかつ

た。したがってモデルは妥当であると考えられる。

$$X(s) = h_0 + h_1 e^{-\tau s} + h_2 e^{-\tau s} + h_3 e^{-\tau s} + h_4 e^{-\tau s} \quad (19)$$

$$X(s) = \frac{h_0}{s} + \frac{h_1}{s - \alpha_1} + \frac{h_2}{s - \alpha_2} + \frac{h_3}{s - \alpha_3} + \frac{h_4}{s - \alpha_4} \quad (20)$$

$$G(s) = \frac{X(s)}{U(s)} = \frac{h_0 s^4 + h_1 s^3 + h_2 s^2 + h_3 s + h_4}{s^4 + \alpha_1 s^3 + \alpha_2 s^2 + \alpha_3 s + \alpha_4} \quad (21)$$

$$\begin{aligned} \alpha_1 &= -33.41, \alpha_2 = -320.86, \alpha_3 = 258.64 \\ \alpha_4 &= -42.87, h_0 = 0.00, h_1 = -1.29 \\ h_2 &= 33.45, h_3 = -14.33, h_4 = -2.46 \end{aligned} \quad (22)$$

#### 4.6 カテーテルの操作性評価の実験結果

血管カシミュレータを用いて生理食塩水の温度 20°C ~ 36°C、流速 50 [ml/min] ~ 250 [ml/min] の範囲で能動ガイドワイヤの挿入実験を行い、試作した 3 種類 (6[F], 4[F], 3[F]) の 1 自由度能動ガイドワイヤカテーテルが手元の制御により、各分岐点や動脈瘤で自由に演習を演習でき、スムーズに操作できることがわかった。Fig. 35 に動脈瘤の入口での湾曲の様子を、Fig. 36 に分岐点での湾曲の様子を示す。

また、カテーテルの操作性評価を行うために、外径 6[F] モデルカテーテルについて ICPF アクチュエータを用いる能動ガイドワイヤカテーテルと一般ガイドワイヤの操作性の対比実験を行った。具体的に Fig. 37 に示すシミュレータで入

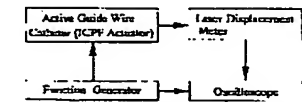


Fig. 31 System of characteristic evaluation

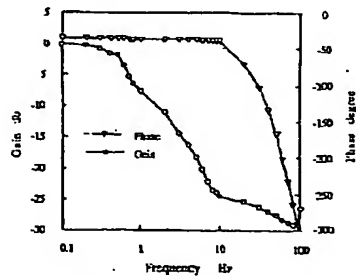


Fig. 32 Bode diagram of frequency response

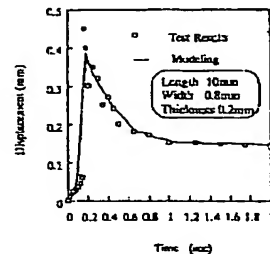


Fig. 33 Step response of the model (Input 2[V])

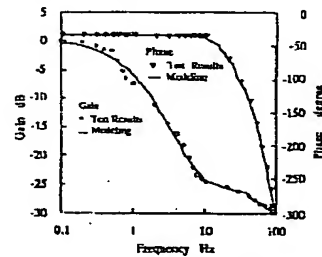


Fig. 34 Frequency response of the model

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱にあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。

後方カサ・ヤルシステムに関する研究

131

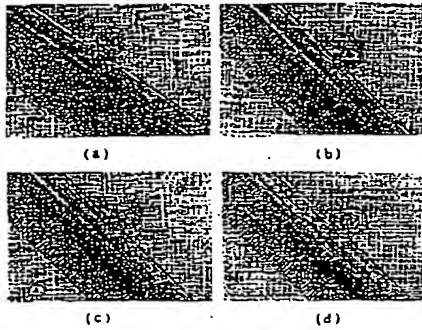


Fig. 35 Bending motion into aneurysm

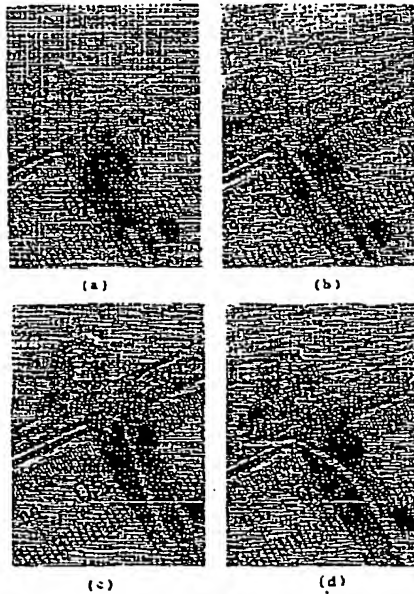


Fig. 36 Bending motion at divergence's

11 A点から分岐点B点を通って動脈瘤Cに挿入するまでの時間を操作性評価に用いられる。実験者が全部で15人で、それぞれ2種類ガイドワイヤを使って同じ挿入動作を行う。操作時間では操作性の評価に使われる。一般ガイドワイヤの場合は操作

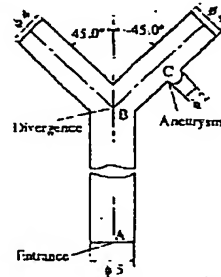


Fig. 37 Simulator for operationability experiment

Table 3 Results of variance analysis  
(Effectiveness of recursive method)  
Total: number of subject: 15 Persons

	Mean of Time	Standard Deviation
General Wire	57.27	11.33
Active Wire	36.51	9.59
Total Variable	46.83	

Analysis of variance

	Sum of squares	Degree of freedom	Unbiased variance	Variance ratio
Total variation	6343.058	29		
Between class variation	3231.917	1	3231.917	29.087
Within class variation	3111.141	28	111.112	

Table 4 Effective value of F

F distribution			
Degree of freedom	Degree of freedom	Level of significant	F
1	28	0.010	7.633
1	28	0.005	9.283

時間の平均値が57.27秒で、標準偏差が11.33秒である。後方ガイドワイヤの場合では操作時間の平均値が36.51秒で、標準偏差が9.59秒である。操作者の個体差が大きいため、有意差のF検定を行った。

Table 3に分散分析[36]の結果を示す。これはそれぞれ外径6[Fr]、後方ガイドワイヤカテーテルと一般ガイドワイヤを用いて15人の操作時間をとったものである。分散比は29.087であった。F検定を行ったところ、Table 4に示すように有意水準0.5%で有意な下値が9.283であったので、一般ガイドワイヤ

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱にあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。

802

71 古河 橋岡 俊男 新井 史人 飯本 真 小島 秀夫

カテテルよりも、ICPF 能動ガイドワイヤカテテルは操作性が優れるということは正しいといえる。

### 5. 低侵襲カテテル操作支援システム

#### 5.1 能動カテテル操作支援システムの提案

##### 5.1.1 支援システムの概念

一般に医師はレントゲン画像を見ながら血管内手術を行う。2次元のレントゲン画像情報からカテテルの先端を3次元的に操作することになるが、この作業には多くの経験と血管構造についての知識が要求される。手術の失敗は患者の生命を大きく左右し、カテテルが血管壁を突き破れに致命傷となる可能性も大きく、医師にかなりの精神的負担を与える問題がある。これらの理由から、CG等を用いて血管を3次元表示することにより、能動カテテルの操作効率を向上させ、医師の負担を軽減するための支援システムが不可欠であると考えられる。

Fig. 38 に提案する支援システムの概念図を示す。支援システムでは、X線CTやMRIなどにより撮影、3次元化処理された血管のコンピュータグラフィクス(CG)と能動カテテルのCGを重ねてディスプレイに表示する。オペレータは、この画像をヘッドマウントディスプレイ(HMD)等を通して立体視しながらジョイスティックを操作することにより、CG上のカテテルを自由・移動させ進路を選択する。また、仮想空間内でカテテルと血管内壁が接触した場合にはジョイスティックからオペレーターに反力を与えることにより、両方からの視覚情報のみでは不足しがちなカテテルと血管内壁の接触状態を力情報により補う。

このような支援システムの実現によって、医師が血管内手術において実際に行う操作のシミュレーションや、目的地までのナビゲーションが可能となる。また、血管の3次元モデルを計画することで、脳動脈瘤の手術治療での導管カテーテルのプランニングも可能となる。さらに、マイクロマシンの世界と人間の世界を橋をインピーダンスシェイピングが確立されれば、(能動)カテテルのナレオペレーションも実現すると思われる。

##### 5.1.2 支援方法の提案

仮想空間内の(能動)カテテルを操作する場合の支援方法

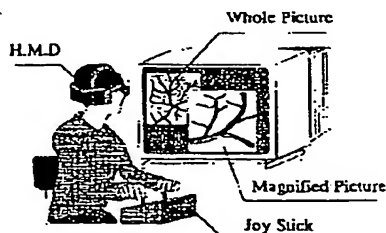


Fig. 38 Concept of assistance system

として本研究では、(1) 位置支援と(2) 力覚支援とする。

##### (1) 位置支援

● 目的地までの全体図とカテテル先端の拡大図を表示し、現在のカテテル位置と作業の様子を確認しやすくする。ルートがわかっている場合は、進路方向を指示する。

● 血管構造等の3次元的な情報・立体形状を解読するためには、その立体を構成する面をできるだけ多く見ることでより視点・角度を選ぶ。また実際に作業をするときには作業に応じた最適な視点・視角を選び、必要に応じて自由に調整できるようにする。

##### (2) 力覚支援

● 仮想空間においてカテテルと血管内壁が接触した場合には、接触した位置でのコンプライアンス制御を行うことにより、カテテルが血管壁の弾性により押し戻される反力を操作者に伝える(力覚提示)。

● 血管径の大小による血管壁の特性の違いを考慮するため、弾性係数、摩擦係数を血管径の関数で与える。

● 低い血管内では安全性及び操作性を向上させるために、カテテルの急激な動作を抑制し、ジョイスティックに対する能動カテテルの慣性を大きくし、急激な動きを抑制する。

本項では以下に力覚提示の具体的な手法を提案し、実験を通じてこれらの有効性を示す。

#### 5.2 能動カテテル支援システムの試作

##### 5.2.1 フォースディスプレイ

人工現実感(バーチャルリアリティ)において、仮想物体を操作する場合に力のフィードバックが重要であることは広く認識されており、人間に仮想空間からの力覚を伝える装置を力ディスプレイ装置(フォースディスプレイ)と呼んでいる。本研究では、第3章で試作した能動カテテルと等しい2自由度の能動動作が可能で、フォースディスプレイとしての機能も果たすジョイスティックを製作した。製作したジョイスティックの外観をFig. 39に示す。このジョイスティックでは軸に取り付けられたエンコーダの読み取りから振動振幅( $a$ )を入力することが可能で、軸に取り付けられたアクチュエータにより操作者に反力を与えることができる。

##### 5.2.2 システムの構成

試作した支援システムの構成はFig. 40に示すように、操作入力と力フィードバックを行うジョイスティック、その制御を行うパーソナルコンピュータ(PC: 9821 Ap (i486) x2



Fig. 39 Photo of developed joy stick

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱いにあたっては、著作権保護とならないよう十分にご注意ください。

視覚カテーテルシステムに関する研究

533

66, Millie), 仮想空間の表示・計算処理をするグラフィックスワークステーション ショーン IRIS indigo (シリコングラフィックス社) とその他、各種インターフェイスボードにより構成される。パーソナルコンピュータとグラフィックスワークステーションはイーサ・ネットにより結ばれている。

5.3 実験方法、実験結果及び考察

構築した視覚支援、力覚提示の有効性を確認するために実験を行った。実験条件として、振動カテーテルを Table 5(a) のように設定し、Table 5(b), Fig. 41 のような血管モデルを作成した。視覚支援・力覚提示のそれぞれについて実験を行った。実験の果はとコンピュータグラフィックスをそれぞれ Fig. 42 と Fig. 43 に示す。

一般に、対象物の三次元的特徴・立体形状を認識する場合には、奥行き情報が必要である。奥行き情報が多ければ多いほど認識しやすい。人間は、目的に応じた最適な視点・視線を選び使い分けている。同時に、複雑な血管構造を理解したり振動カテーテルを三次元的に操作する際には、それぞれ最適な視点・視線があると考えられる。しかし、キーボードやマウスにより、三次元の視点・視線の値を入力することは直接的にわがりにくく、操作も困難である。そこで、本研究では、目の見え具合を定量的に評価する尺度として、(平均)可視率(14)を定義し、これを用いて、目的に応じた最適な視点・視線を求め、それを自動的に設定することで操作者への負担を軽減させることを考える。作成した血管モデルについて平均可視率が最大となるように視点・視線を設定した場合に、視点・視線方向によ

る分岐点での血管断面における血管内径の違いを調べた実験を行った。実験結果により、可視面を限定し、平均可視率を最大とすると、衝突回数が減少することがわかる(14)。

力覚支援の有効性を高めるため、振動カテーテルと血管壁と

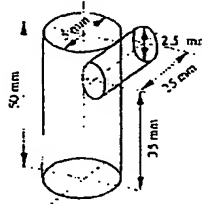


Fig. 41 Ultrad vessel model

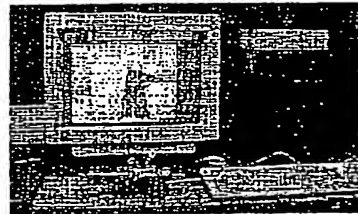


Fig. 42 Experimental view

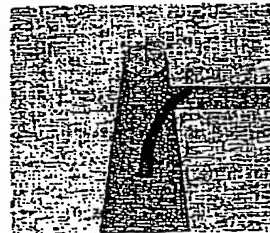


Fig. 43 Computer graphics

Table 5	
(a) Active catheter for experiment	
Diameter	2 mm
Length of Active Part	20 mm
Max. Bending Angle	30°
(b) Blood vessel for experiment	
	Cylinder 1      Cylinder 2
Diameter	Dv 1=5 [mm]    Dv 2=2.5 [mm]
Length	Lv 1=50 [mm]    Lv 2=25 [mm]
Branch Angle	30°
H	35 [mm]

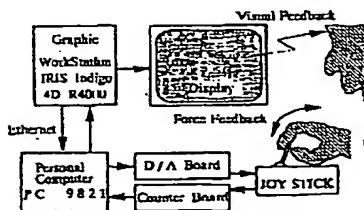


Fig. 40 Assistance system for catheter

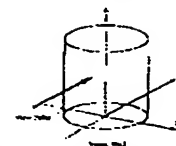


Fig. 44 Experimental view direction

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱いにあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。

834

図 5 実験結果の比較

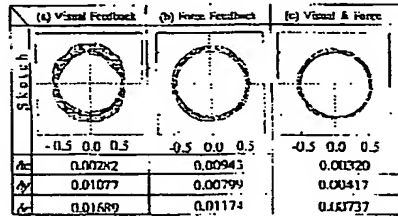


Fig. 45 Experimental results of assistance methods

の増加・衝突の回避が、力覚支援により向上することを確認するための実験を行った。血管の中心に設置した能動カテーテルを血管壁に当たるまで押進させ、血管壁にぶつかったことを認識したポイントを確認するという実験を、被験者の判断基準が(a)視覚のみの場合、(b)力覚のみの場合、(c)視覚と力覚の両方の場合、の三つについて行った。実験における視線方向をFig. 44に、実験結果をFig. 45に示す。ここで  $dx$ ,  $dy$  と  $\theta$  はそれぞれ右(X軸方向)、前後(Y軸方向)と偏向のずれである。以上から、力覚の感受性、力覚支援の有効性を確認できた。

## 6. ま と め

本論文では自由にスミーズに生体中を走行できる低侵襲マイクロ能動カテーテルシステムの機構と制御を11号として、低侵襲マイクロ能動カテーテルシステムの開発、多ユニット・多自由度能動カテーテル、ICPFアクチュエータを用いた能動ガイドワイヤカテーテルと能動カテーテル操作支援システムの提案と試作について研究し、シミュレーション、解析解析や実験により提案する能動カテーテルシステムの有効性を確認した。

本論文では、SMAアクチュエータを使っているため冷却による応答遅れや熱伝導などの安全上の問題がある。今後の課題は、ICPFアクチュエータの物理モデル化や剛性などの基礎研究、遅れ電圧の対策などである。遅れ電圧への対策(数10[mA]以下をカット)として、半導体回路でICPFの表面を覆う絶縁方法や駆動電圧のPWM制御により駆動電流を小さくする方法などがある。将来、ワイヤレスでエネルギーを提供し、光アクチュエータの光エネルギーによる駆動方法を検討する。

## 謝 辞

最後に、本研究はクリニカル・リプライ株式会社の御協力のもとでカテーテルの試作を行ったもので、感謝の意を表す。

## 参 考 文 献

- [1] 高田: "マイクロ能動カテーテルとしてのマイクロマシン", 日本機械学会誌, vol. 32, no. 263, pp. 71-79, 1997.
- [2] 高田: "マイクロ能動カテーテル", p. 324, 工学社, 1998.
- [3] M. NEGORO, K. NAKABAYASHI, T. HANADA, I. TAKAHASHI, K. FUKUI and K. SUGITA: "The Intravascular Navigator

for Cerebrovascular Disease and Possible Micromachine Application," the Proceedings of 4th International Symposium on Micro Machine and Human Science (MHS'93), NAGOYA, JAPAN, pp. 146-147, 1993.

- [4] M. NEGORO, I. TAKAHASHI, K. NAKABAYASHI, K. FUKUI and K. SUGITA: "Current situation of Intravascular Navigation and its Future," the Proceedings of 5th International Symposium on Micro Machine and Human Science, NAGOYA, JAPAN, pp. 177-180, 1994.
- [5] Margaret M. Waddington, M. D.: "Atlas of Cerebral Angiography with Anatomic Correlation," by Little, Brown and Company (Inc.), pp. 23-25, 1974.
- [6] 高田: マイクロマシンを用いたロボット、第23巻, 1993.
- [7] 高田: "マイクロマシンを用いた能動カテーテル", 日本機械学会誌, vol. 32, no. 263, pp. 109-110, 1997.
- [8] P. Dario, S. Marcellini and A. Sabatini: "Special session on Biomechanics," Proc. 12th IEEE/EMBS Conf., Philadelphia, U.S.A., pp. 1942-1943, 1990.
- [9] 高田, 小田, 高田: "能動カテーテルの開発", 日本ロボット学会誌, vol. 4, no. 2, pp. 87-88, 1987.
- [10] 高田, 小田, 高田: "能動カテーテルシステムに関する研究(第1報) SMAを用いた多ユニット多自由度能動カテーテルの開発", 日本機械学会論文(C), vol. 60, no. 572, pp. 2189-2192, 1994.
- [11] 高田, 小田, 高田: "能動カテーテルシステムに関する研究(第2報) ICPFアクチュエータを用いた能動ガイドワイヤカテーテルの開発", 日本機械学会論文(C), vol. 61, no. 584, pp. 1969-1971, 1995.
- [12] T. FUKUDA, S. GOTO, K. KINOSHITA, F. ARAI, M. NEGORO and K. NAKABAYASHI: "Micro Active Catheter System with Multi Degrees of Freedom," Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation, San Diego, U.S.A., pp. 2290-2295, 1994.
- [13] S. GOTO, T. FUKUDA, K. KINOSHITA, F. ARAI, K. OGURO and M. NEGORO: "Micro Active Guide Wire Catheter Using ICPF Actuator," IEEE Int. Conf. on Intelligent Robotics and Systems (IROS'95), Pittsburgh, U.S.A., vol. 2, pp. 172-177, 1995.
- [14] 高田, 小田, 高田: "能動カテーテルの開発とその応用", 日本機械学会論文(C), vol. 61, no. 587, pp. 2021-2022, 1995.
- [15] 高田, 小田, 高田: "能動カテーテルシステムに関する研究(第3報) ICPFアクチュエータを用いた能動ガイドワイヤカテーテルの開発", 日本機械学会論文(C), vol. 62, no. 591, pp. 2021-2022, 1996.
- [16] 高田: "マイクロマシンを用いたマイクロロボット", 日本機械学会誌, vol. 50, no. 2, pp. 377-382, 1994.
- [17] 高田: "マイクロマシンを用いたマイクロロボット", システムと制御, vol. 27, no. 9, pp. 589-591, 1983.
- [18] 高田, 小田, 高田: "能動カテーテルの開発", 日本機械学会論文(C), vol. 60, no. 572, pp. 2189-2192, 1994.
- [19] J. Lin and P. Dario: "Special Issue on Biomedical Robotics," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 35, no. 2, pp. 10-16, 1988.
- [20] Proc. of The 1st IARP Workshop on Medical and Healthcare Robotics, Ottawa, Canada, pp. 125-131, 1988.
- [21] Proc. of The 1st IARP Workshop on Domestic Robot and The 2nd Workshop on Medical and Healthcare Robotics, Newcastle Upon-Tyne, U.K., pp. 104-124, 1989.
- [22] Special session on Biomechanics, Proc. 11th IEEE/EMBS Conf., Seattle U.S.A., pp. 55-61, 1989.
- [23] Special session on Biomechanics, Proc. 12th IEEE/EMBS Conf., Philadelphia, U.S.A., pp. 89-95, 1990.
- [24] P. Dario, S. Marcellini and A. Sabatini: "An Experimental Setup for Investigating Sensor Based Teleoperated Surgery Procedures," Proc. 12th IEEE/EMBS Conf., pp. 1942-1943, Philadelphia, U.S.A., pp. 178-183, 1990.

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱いにあたっては、著作権侵害等とならないよう十分にご注意ください。

伝導性ポリマーシステムに関する研究

25.

- [25] Y. S. Kwon, J. Hwa, E. Juckheere and S. Hayami: "A Relax with-improved Absolute Positioning Accuracy for CT Guided Stereotactic Surgery," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 35, no. 2, pp. 153-161, 1988.
- [26] S. Levellier: "A New System for Computer Assisted Neurosurgery," Proc. 11th IEEE/ENFS Conf., Seattle U. S. A., pp. 925-927, 1989.
- [27] R. H. Taylor et al.: "An Image Directed Robotic System for Precise Orthopaedic Surgery," Proc. 12th IEEE/ENFS Conf., Philadelphia, U. S. A., pp. 1975-1980, 1990.
- [28] 小島啓介: "高次元空間の人工筋肉-高分子アクチュエータ", 第19回医用工学学会学術大会, pp. 20-23, 1993.
- [29] 小島啓介, 川見隆: "人工筋肉-高分子アクチュエータの駆動機構とその応用", 第19回医用工学学会学術大会, vol. 3, no. 1, pp. 27-30, 1992.
- [30] 京都府立医科大学, 小島啓介, 川見隆: "ICPD アクチュエータの駆動機構とその応用", 第19回医用工学学会学術大会, pp. 571-574, 1993.
- [31] K. Oguro, Y. Kawami and H. Takemura: "Bending of an Ion-Conducting polymer Film-Electrode Composites by an Electric Stimulus at Low Voltage," J. Micromachining Society, vol. 5, no. 1, pp. 27-30, 1992.
- [32] T. Tanaka, I. Nishio, S. T. Sun and S. Ueno Nishio, "Collapse of gels in an electric field," Science, vol. 128, pp. 467-469, 1982.
- [33] D. De Rosier, P. Parrini, P. Chiarini and G. Buzzigoli: "Electrically induced contractile phenomena in charged polymer networks (Preliminary study on the feasibility of muscle like structures)," Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs, vol. 31, pp. 60-65, 1985.
- [34] Y. Ohada, H. Okazaki and H. Hori: "A polymer gel of electrically driven motility," Nature, vol. 355, pp. 242-244, 1992.
- [35] 鈴屋康一: "フロンティアマイクロアクチュエータに関する研究 (第1報, 3次元アクチュエータの作製)", 日本機械学会論文誌 (C編), vol. 58, no. 518, pp. 2547-2552, 1993.
- [36] 成田 文彦: "統計統計とその応用", pp. 178-240, ソグロビル研究所, 1977.
- [37] Wilfaw, C. Moore: "Variable Shape Guide Apparatus," United States Patent, Patent Number 494727, 1990.



郭 樹祥 (Shuxiang Gao)

1963年5月8日生。1983年中国農林業大学農林機械系卒業。1985年中国農林業大学農林機械系工学部卒業。同年中国農林業大学工学部機械系工学部助手。現在に至る。工学博士。人工筋肉系アクチュエータ、駆動マイクロアクチュエータに関する研究に従事。日本機械学会、IEEEの会員。  
(日本ロボット学会正会員)



新井史人 (Fumihito Arai)

1963年8月1日生。1989年東京理科大学工学部工学部機械工学専攻修士課程修了。工学博士。名古屋大学工学部機械工学系工学部助手を経て、現在名古屋大学工学部工学部工学部機械工学系工学部助手。現在、マイクロマシンシステムに関する教育・研究に従事。  
(日本ロボット学会正会員)



小島啓介 (Keisuke Oguro)

1951年1月5日生。1979年大阪大学工学部工学部機械工学専攻修士課程修了。工学博士。通商産業省工業技術院大阪工業技術試験所研究員。通商産業省工業技術院サンシャイン計画推進本部研究員を経て、現在通商産業省工業技術院大阪工業技術試験所水素エネルギー研究室長。水素エネルギーの開発、固体高分子燃料電池型水素電池技術、高分子アクチュエータなどの研究に従事。日本化学会、高分子学会正会員。



福田敏男 (Toshio Fukuda)

1946年12月12日生。1982年東京大学工学部博士課程修了。工学博士。通商産業省工業技術院機械技術研究所研究員。東京理科大学工学部機械工学部助手を経て、現在名古屋大学工学部機械工学系工学部教授。ロボットの制御、自己組織化ロボット、マイクロマシンなどの研究に従事。IEEE Industrial Electronics Society 副会長 (1991-), IEEE Robotics & Automation 理事及び1995年経団連の経団連会副会長。  
(日本ロボット学会正会員)

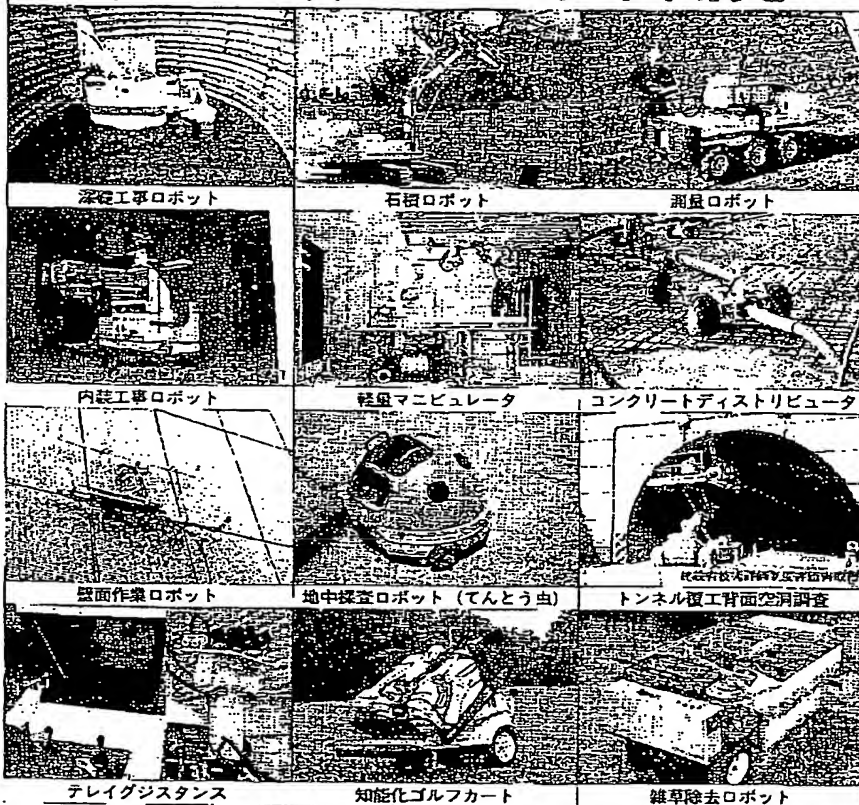


根岸 真 (Makoto Nishio)

1942年12月3日生。1969年名古屋大学工学部卒業。工学博士。国立名古屋病院脳神経外科医を経て、現在名古屋大学大学院医学部医科学部脳神経外科医。脳神経内科学、脳血管障害、耳次脳腫瘍、脳神経腫瘍などの研究に従事。日本脳神経外科学会正会員、研究員。

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
取扱にあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。

# 東急建設のロボット開発



私たちが東急建設では、品質の高い構造物を合理的かつ安全に提供するため、早くから従来の労働集約的施工法を見直し、建設工事の自動化・ロボット化に取り組んできました。

そこで蓄積した機械・電子・制御技術と施工技術を融合し、新築ばかりでなく施設の調査・維持・補修などもロボットで施工したり、各種のニーズに合わせたロボットの設計・試作に応じています。



# 東急建設

入社 11.3.5  
 受付 11.3.5  
 技術センター  
 ソフトウェア  
 情報センター

150 渋谷区渋谷1-16-14 渋谷地下鉄ビル  
TEL.03 (5466) 5111 FAX.03 (3406) 7309  
マカトロ研究所  
29 相模原市田名字谷根下 3062-1  
TEL.0427 (63) 9533 FAX.0427 (63) 9505

定価2575円  
(本体2500円)

日本ロボット学会誌

[illegible]

日本工業新聞社  
〒100 東京都千代田区丸の内1-6-1  
電話(3222) 7131

三田町三田町三田町三田町

本複製物は、特許庁が著作権法第42条第2項第1号の規定により複製したものです。  
 複製にあたっては、著作権侵害とならないよう十分にご注意ください。

224

《小特集》

## 生体力学シミュレーションの目的と生命科学

山口 隆 英\*

**ABSTRACT** Reviews of computational biomechanical studies are given by Japan's leading scientists. First, fundamental problems, pitfalls and prospective review in general were discussed. This was followed by the review of the computational engineering background, modeling and simulation of the musculo-skeletal system, the cardio-vascular system, and the remodeling of bones. As these are just some examples from wide coverage of computational biomechanics, studies concerning from microscopic analysis of cellular structure to the dynamics of whole body system are shown to be necessary to make the computational biomechanics applicable to medical and biological fields.

### 1. はじめに

#### 1.1 本小特集の構成

本小特集においては、計算生体力学の最先端について我が国における代表的な研究者に解説を依頼した。はじめに、生体力学において注意を払うべき生命科学と工学の関係および、そのシミュレーションを実施する際の問題点、今後の方向などについて著者が解説し、ついで、現在、生体力学シミュレーションに関するトータルプロジェクトを立ち上げつつある理化学研究所の藤野健太郎室長と、計算機科学および、計算工学全体の立場から生体力学シミュレーションの問題点を解説して頂く。ついで、現在、もっとも計算力学的解析が進展している筋骨格系のモデル化とシミュレーションについて、大阪大学の山中正夫教授に解説いただいた。心臓と血管系、とくに、心臓および血管壁など軟組織の力学シミュレーションについて名古屋大学の山田宏治師、最後に、力学的環境における骨の微細構造の再構築をミクロ構造とマクロ構造の両面からシミュレーションしている神戸大学の安達泰治助教授に研究の最前線について解説をして頂く。

もちろん、生体力学シミュレーションがカバーする範囲は、これらの範囲に限られるものではなく、感覚器、呼吸器、消化器など、われわれの体を構成するすべての臓器・系を対象として研究がすすんでおり、また、細胞、組織などのミクロ構造から、生体全体のダイナミクスまで、取り扱う範囲は非常に広い。シミュレーションという観点からは、さらに、循環器系、神経系、あるいは、演算子にまで関連するシステムダイナミクスの研究についても触れなければならぬが、本特集においてはとりあえず、決断の力学（固体および流体）が関与する領域に限定して研究の現状を紹介することにした。

1.2 循環器系の生体力学シミュレーションに関する背景

我が国における急速な超高齢化の進行に伴い、動脈硬化症をきたる原因とする心臓、血管疾患の社会的および経済的な重要性は年々高まっている。日本人死因の第1位は近年がん（悪性新生物）となっているが、2位である心臓病、3位である脳卒中を合わせた血管疾患による死亡は、がんによるそれを上回っている。

近年、脳および心臓に防する画像診断技術が急速に進展し、また、各種の外科的手術などの侵襲的治療およびバルーン血管形成術などの非侵襲的な治療手段の発達によりこのような血管疾患に対する医学的な知識と技術も飛躍的な進歩を遂げた。

一方で、血管は血液を全身の隅々まで送り込むことにより、生命体の維持に必要な酸素と栄養素を供給し、二酸化炭素とその他の老廃物を除去することを目的とするシステムである。最近、血管は極めて自律性が高く、高度にインテリジェントな系であることが認識されるようになり、その系としての重要な入力である血液のもたらす力学的刺激と血管壁を構成する細胞および組織の反応が生物学者の注目をあびるようになってきた。

Computational Biomechanics Simulation as a Means of Life Sciences. By Takashi Yamaguchi (Dept. of Mech. Systems Eng., Nagoya Inst. Tech.)

\*名古屋工業大学大学院工学研究科生体システム工学専攻